

PCT/JP2004/000794

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

29. 1. 2004

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日
Date of Application: 2003年 5月13日

出願番号
Application Number: 特願2003-134829
[ST. 10/C]: [JP2003-134829]

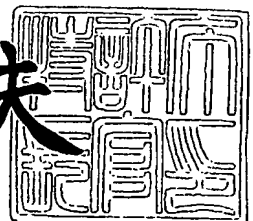
出願人
Applicant(s): 株式会社トプコン

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

2004年 3月 5日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫



出証番号 出証特2004-3016973

【書類名】 特許願

【整理番号】 P0671JP

【提出日】 平成15年 5月13日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 3/00

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内

【氏名】 広原 陽子

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内

【氏名】 三橋 俊文

【特許出願人】

【識別番号】 000220343

【氏名又は名称】 株式会社トプコン

【代理人】

【識別番号】 100107010

【弁理士】

【氏名又は名称】 橋爪 健

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 054885

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9805699

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 眼科データ測定装置、眼科データ測定プログラム、眼科データ測定プログラムを記録した記録媒体

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

演算部は、被検眼の屈折力分布を示す測定データと、被検眼の瞳径の値若しくは瞳径画像を含み、被検者の環境に応じた観測条件に対応する瞳径データとを得て、その測定データ及び瞳径データを含む観測条件パラメータに基づき、低次収差及び高次収差を求める第 1 ステップと、

演算部は、観測条件パラメータ、及び／又は、求められた低次収差並びに高次収差に基づき、被検眼での像の見え具合をシミュレートし、見え具合の質を示す評価パラメータを算出する第 2 ステップと、

演算部は、算出された評価パラメータに従い、被検者の環境に応じた観測条件下での被検眼の視力、光学特性及び／又は感度を推測する第 3 ステップとをコンピュータに実行させるための眼科データ測定用プログラム。

【請求項 2】

上記第 1 ステップは、

演算部が、被検眼の屈折力分布を示す測定データと、測定時の瞳孔画像を含む瞳径データとを受け取り、受け取った瞳径データに基づき観測条件下での瞳径を算出し、受け取った測定データ及び算出した瞳径に基づき低次収差と高次収差を求めるように構成されている請求項 1 に記載の眼科データ測定用プログラム。

【請求項 3】

上記第 1 ステップは、

演算部が、被検眼の屈折力分布を示す測定データと、測定時の瞳孔画像を含む瞳径データとを受け取るステップと、

演算部が、受け取った瞳径データに基づき瞳孔エッジ上の点を検出するステップと、

演算部が、検出した点にフィットする楕円の焦点及び長径及び／又は短径を算出するステップと、

演算部が、楕円の長径及び／又は短径に基づき被検眼の瞳径を算出するステップと、

演算部が、受け取った測定データ及び算出した瞳径に基づき低次収差と高次収差を求めるステップと

を含む請求項 1 に記載の眼科データ測定用プログラム。

【請求項 4】

上記第 2 ステップは、

演算部が、検眼用視標の見え具合をシミュレートして視標画像データを形成するステップと、

演算部が、該視標画像データと該検眼用視標のパターンデータとをパターンマッチングにより比較するステップと、

演算部が、パターンマッチングによる比較結果に基づき評価パラメータを算出するステップと

を含む請求項 1 に記載の眼科データ測定用プログラム。

【請求項 5】

上記検眼用視標は、コントラストの高い視標及び／又は低い視標を用い、被検眼の高コントラスト視力及び／又は低コントラスト視力を推測するように構成されている請求項 4 に記載の眼科データ測定用プログラム。

【請求項 6】

上記第 3 ステップは、

演算部が、検眼用指標の見え具合を示す評価パラメータが予め設定された基準を満たすか判断し、基準を満たした評価パラメータに対応する検眼用視標の大きさに従い視力を推測する請求項 4 に記載の眼科データ測定用プログラム。

【請求項 7】

上記第 3 ステップは、

光学特性として、被検眼の M T F (Modulation Transfer Function)、点像強度分布 (P S F) を推測するように構成されている請求項 1 に記載の眼科データ測定用プログラム。

【請求項 8】

演算部が、低次収差及び高次収差に基づき、被検眼の伝達特性を示すMTF (Modulation Transfer Function) のデータを求めるステップと、

演算部が、求められたMTF のデータに基づきコントラスト感度を推測するステップと

をさらに含む請求項 6 に記載の眼科データ測定用プログラム。

【請求項 9】

上記第 2 ステップは、演算部が、低次収差及び高次収差に基づき、被検眼の伝達特性を示すMTF (Modulation Transfer Function) のデータを求め、

上記第 3 ステップは、演算部が、求められたMTF のデータに基づきコントラスト感度を推測する請求項 1 に記載の眼科データ測定用プログラム。

【請求項 1 0】

演算部が、上記第 2 ステップで算出した評価パラメータに従い、デフォーカスに対応する低次収差を変化させて被検眼に相応しい適正な矯正データを求め、該矯正データに基づく矯正時の被検眼での像の見え具合をシミュレートしてさらに評価パラメータを算出するステップ

をさらに含み、該矯正時の視力及び／又は感度を推測するための請求項 1 に記載の眼科データ測定用プログラム。

【請求項 1 1】

演算部が、上記第 2 ステップで算出した評価パラメータに従い、乱視成分に相当する低次収差を変化させて被検眼に相応しい適正な矯正データを求め、該矯正データに基づく矯正時の被検眼での像の見え具合をシミュレートしてさらに評価パラメータを算出するステップ

をさらに含み、該矯正時の視力及び／又は感度を推測するための請求項 1 に記載の眼科データ測定用プログラム。

【請求項 1 2】

演算部が、受け取った瞳径データに基づき、観測条件下での瞳中心位置を求め、瞳中心位置のずれ量を算出して、解析中心をずらすステップをさらに含む請求項 1 に記載の眼科データ測定用プログラム。

【請求項 1 3】

演算部は、視力、感度、シミュレーション結果のいずれか又は複数をメモリに記憶する、又は、表示部に表示するステップをさらに含む請求項 1 に記載の眼科データ測定用プログラム。

【請求項 14】

請求項 1 乃至 13 のいずれかに記載の眼科データ測定用プログラムを記録したコンピュータ読取り可能な記録媒体。

【請求項 15】

第 1 波長の光束を発する第 1 光源部と、

上記第 1 光源部からの光束で被検眼眼底付近に集光するように照明するための第 1 照明光学系と、

被検眼眼底から反射して戻ってくる光束の一部を、少なくとも実質的に 17 本のビームに変換する第 1 変換部材を介して受光するための第 1 受光光学系と、

上記第 1 受光光学系の受光光束を受光する第 1 受光部と、

上記第 1 受光部で得られた光束の傾き角に基づいてゼルニケ解析を行い、被検眼の光学特性を求め、且つ、被検眼の環境に応じた観察条件下での被検眼の視力、光学特性及び／又は感度を推測する演算部と

を備え、

上記演算部は、

被検眼の屈折力分布を示す測定データと、被検眼の瞳径の値若しくは瞳径画像を含み、被検者の環境に応じた観測条件に対応する瞳径データとを得て、その測定データ及び瞳径データを含む観測条件パラメータに基づき、低次収差及び高次収差を求める第 1 手段と、

観測条件パラメータ、及び／又は、求められた低次収差及び高次収差に基づき、被検眼での像の見え具合をシミュレートし、見え具合の質を示す評価パラメータを算出する第 2 手段と、

算出された評価パラメータに従い、被検者の環境に応じた観測条件下での被検眼の視力、光学特性及び／又は感度を推測する第 3 手段とを有する眼科データ測定装置。

【請求項 16】

上記第 1 手段は、

上記演算部が、被検眼の屈折力分布を示す測定データと、測定時の瞳孔画像を含む瞳径データとを受け取り、受け取った瞳径データに基づき観測条件下での瞳径を算出し、受け取った測定データ及び算出した瞳径に基づき低次収差と高次収差を求めるように構成されている請求項 1 5 に記載の眼科データ測定装置。

【請求項 1 7】

上記第 1 手段は、

上記演算部が、被検眼の屈折力分布を示す測定データと、測定時の瞳孔画像を含む瞳径データとを受け取る手段と、

上記演算部が、受け取った瞳径データに基づき瞳孔エッジ上の点を検出する手段と、

上記演算部が、検出した点にフィットする楕円の焦点及び長径及び／又は短径を算出する手段と、

上記演算部が、楕円の長径及び／又は短径に基づき被検眼の瞳径を算出する手段と、

上記演算部が、受け取った測定データ及び算出した瞳径に基づき低次収差と高次収差を求める手段と

を有する請求項 1 5 に記載の眼科データ測定装置。

【請求項 1 8】

第 2 波長の光束を発する第 2 光源と、

上記第 2 光源からの第 2 照明光束で被検眼角膜付近を所定のパターンで照明する第 2 照明光学系と、

被検眼角膜付近から反射して戻ってくる第 2 照明光束を受光するための第 2 受光光学系と、

上記第 2 受光光学系の受光光束を受光する第 2 受光部と、

上記第 2 受光部の出力から被検眼の瞳径データを形成する瞳径データ形成部とをさらに備え、

上記演算部は、上記瞳径データ形成部により瞳径データを求めるように構成されている請求項 1 5 に記載の眼科データ測定装置。

【請求項 19】

被検眼の前眼部を所望の明るさで照明可能に構成した前眼照明部をさらに備え

、
上記演算部は、上記前眼照明部を所定の観察条件に応じた明るさに調整し、その照明状態における上記第 1 受光部の出力信号及び瞳径データに基づき被検眼の視力及び／又は感度を推測するように構成されている請求項 15 に記載の眼科データ測定装置。

【請求項 20】

上記前眼照明部は、複数の照明状態を形成する場合に、照明状態を暗い方から明るい方へ順次変化させて測定が行われるように構成されている請求項 19 に記載の眼科データ測定装置。

【請求項 21】

上記第 2 手段は、

上記演算部が、検眼用視標の見え具合をシミュレートして視標画像データを形成する手段と、

上記演算部が、該視標画像データと該検眼用視標のパターンデータとをパターンマッチングにより比較する手段と、

上記演算部が、パターンマッチングによる比較結果に基づき評価パラメータを算出する手段と

を有する請求項 15 に記載の眼科データ測定装置。

【請求項 22】

上記検眼用視標は、コントラストの高い視標及び／又は低い視標を用い、被検眼の高コントラスト視力及び／又は低コントラスト視力を推測するように構成されている請求項 21 に記載の眼科データ測定装置。

【請求項 23】

上記第 3 手段は、

上記演算部が、検眼用指標の見え具合を示す評価パラメータが予め設定された基準を満たすか判断し、基準を満たした評価パラメータに対応する検眼用視標の大きさに従い視力を推測する請求項 21 に記載の眼科データ測定装置。

【請求項 24】

上記演算部は、

低次収差及び高次収差に基づき、被検眼の伝達特性を示すMTF (Modulation Transfer Function)のデータを求める手段と、

求められたMTFのデータに基づきコントラスト感度を推測する手段と
をさらに有する請求項 23 に記載の眼科データ測定装置。

【請求項 25】

上記第 2 手段は、上記演算部が、低次収差及び高次収差に基づき、被検眼の伝達特性を示すMTF (Modulation Transfer Function)のデータを求め、

上記第 3 手段は、上記演算部が、求められたMTFのデータに基づきコントラスト感度を推測する請求項 15 に記載の眼科データ測定装置。

【請求項 26】

上記演算部は、受け取った瞳径データに基づき、観測条件下での瞳中心位置を求め、瞳中心位置のずれ量を算出して、解析中心をずらす手段をさらに有する請求項 15 に記載の眼科データ測定装置。

【請求項 27】

上記演算部は、視力、感度、シミュレーション結果のいずれか又は複数をメモリに記憶する、又は、表示部に表示する手段をさらに有する請求項 15 に記載の眼科データ測定装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、日常生活下での視力を推測するための眼科データ測定装置、眼科データ測定プログラム、眼科データ測定プログラムを記録した記録媒体に関する。

【0002】**【従来の技術】**

従来、眼の矯正データを測定するための技術として、レフRACTメータによるS（球面度数）、C（乱視度数）、A（軸）の測定が行われている。また、最近では高次収差まで測定できる眼特性測定装置も開発され、レフRACTメータのよう

な例えばφ3mmのリングなどのような線上のS、C、Aのみではなく、面上でのS、C、Aを低次収差から算出できるようになった。このような、眼特性測定装置は、特に屈折矯正手術後や病眼などにおいてはレフラクトメータより眼鏡・コンタクト等の処方値に近い値が算出されるようになった（例えば、特許文献1～4参照）。

【0003】

また、矯正時又は裸眼での被検者の見え具合を表示する装置として、本出願人による装置が開示されている（例えば、特許文献5、6参照）。これらの装置では、例えば、測定した被検眼（被測定眼）の光学特性に基づいて所定の視標の見え具合を表示手段に表示させている。

【0004】

【特許文献1】

特開2002-204785号公報

【特許文献2】

特開2002-209854号公報

【特許文献3】

特開2002-306416号公報

【特許文献4】

特開2002-306417号公報

【特許文献5】

特開2001-120504号公報

【特許文献6】

特開平7-100107号公報

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、従来の矯正データを測定する装置では、被検眼の瞳径は固定値を用いて測定しているため、被検眼の瞳径に応じた適正な処方値が得られなかった。また、従来の測定では、視標等の見え具合を表示するものの、被検者の視力を推測していなかった。さらに、見え具合の予測は、一般に用いられる視力測定条件下

での見え具合であることが多く、例えば日常生活下などの被検眼の環境における見え具合及び視力は得られていなかった。

【0006】

本発明は以上の点に鑑み、日常生活下における被検者の環境にあった明るさ（例えば、白昼時や屋内）での被検眼の視力を推測することを目的とする。また、本発明は、日常生活下での被検眼の瞳径を考慮して高コントラスト及び／又は低コントラストの視標に対する視力を推測することを目的とする。本発明は、瞳径を考慮したコントラスト感度を予測することを目的とする。また、本発明は、被検者の環境にあった明るさのもとでの瞳径を用いて、その環境下における最適な処方値に近い矯正データを求め、求めた矯正データによる矯正時の被検者の環境での視力を推測することも目的のひとつである。また、上記途中の過程で計算される瞳孔領域の大きさを考慮した網膜上のランドルト環などの視標のシミュレーションも単独で有効である。

【0007】

【課題を解決するための手段】

本発明の第1の解決手段によると、

演算部は、被検眼の屈折力分布を示す測定データと、被検眼の瞳径の値若しくは瞳径画像を含み、被検者の環境に応じた観測条件に対応する瞳径データとを得て、その測定データ及び瞳径データを含む観測条件パラメータに基づき、低次収差及び高次収差を求める第1ステップと、

演算部は、観測条件パラメータ、及び／又は、求められた低次収差並びに高次収差に基づき、被検眼での像の見え具合をシミュレートし、見え具合の質を示す評価パラメータを算出する第2ステップと、

演算部は、算出された評価パラメータに従い、被検者の環境に応じた観測条件下での被検眼の視力、光学特性及び／又は感度を推測する第3ステップとをコンピュータに実行させるための眼科データ測定用プログラム及びそのプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体が提供される。

【0008】

本発明の第2の解決手段によると、

第1波長の光束を発する第1光源部と、
上記第1光源部からの光束で被検眼眼底付近に集光するように照明するための第1照明光学系と、
被検眼眼底から反射して戻ってくる光束の一部を、少なくとも実質的に17本のビームに変換する第1変換部材を介して受光するための第1受光光学系と、
上記第1受光光学系の受光光束を受光する第1受光部と、
上記第1受光部で得られた光束の傾き角に基づいてゼルニケ解析を行い、被検眼の光学特性を求め、且つ、被検眼の環境に応じた観察条件下での被検眼の視力、光学特性及び／又は感度を推測する演算部と
を備え、
上記演算部は、
被検眼の屈折力分布を示す測定データと、被検眼の瞳径の値若しくは瞳径画像を含み、被検者の環境に応じた観測条件に対応する瞳径データとを得て、その測定データ及び瞳径データを含む観測条件パラメータに基づき、低次収差及び高次収差を求める第1手段と、
観測条件パラメータ、及び／又は、求められた低次収差及び高次収差に基づき、被検眼での像の見え具合をシミュレートし、見え具合の質を示す評価パラメータを算出する第2手段と、
算出された評価パラメータに従い、被検者の環境に応じた観測条件下での被検眼の視力、光学特性及び／又は感度を推測する第3手段と
を有する眼科データ測定装置が提供される。

【0009】

【発明の実施の形態】

1. 眼光学特性測定装置

図1は、眼光学特性測定装置（眼科データ測定装置）の光学系100の構成図である。

眼光学特性測定装置の光学系100は、対象物である被測定眼60の光学特性を測定する装置であって、第1照明光学系10と、第1受光光学系20と、第2受光光学系30と、共通光学系40と、調整用光学系50と、第2照明光学系7

0 と、第 2 送光光学系 80 とを備える。なお、被測定眼 60 については、図中、網膜 61、角膜 62 が示されている。

【0010】

第 1 照明光学系 10 は、例えば、第 1 波長の光束を発するための第 1 光源部 11 と、集光レンズ 12 とを備え、第 1 光源部 11 からの光束で被測定眼 60 の網膜（眼底）61 上の微小な領域を、その照明条件を適宜設定できるように照明するためのものである。なお、ここでは、一例として、第 1 光源部 11 から発せられる照明用の光束の第 1 波長は、赤外域の波長（例えば、780 nm）である。

【0011】

また、第 1 光源部 11 は、空間コヒーレンスが大きく、時間コヒーレンスが小さいものが望ましい。ここでは、第 1 光源部 11 は、例えば、スーパールミネッセンスダイオード（SLD）であって、輝度の高い点光源を得ることができる。なお、第 1 光源部 11 は、SLD に限られるものではなく、例えば、空間コヒーレンス、時間コヒーレンスが大きいのレーザー等であっても、回転拡散板や偏角プリズム（Dプリズム）等を挿入し、適度に時間コヒーレンスを下げることで、利用することができる。さらに、空間コヒーレンス、時間コヒーレンスが小さい LED であっても、光量さえ十分であれば、例えば、光路の光源の位置にピンホール等を挿入することで、利用することができる。

【0012】

第 1 受光光学系 20 は、例えば、コリメートレンズ 21 と、被測定眼 60 の網膜 61 から反射して戻ってくる光束（第 1 光束）の一部を、少なくとも 17 本のビームに変換する変換部材であるハルトマン板 22 と、このハルトマン板 22 で変換された複数のビームを受光するための第 1 受光部 23 とを備え、第 1 光束を第 1 受光部 23 に導くためのものである。また、ここでは、第 1 受光部 23 は、リードアウトノイズの少ない CCD が採用されているが、CCD としては、例えば、一般的な低ノイズタイプ、測定用の 1000*1000 素子の冷却 CCD 等、適宜のタイプのものを適用することができる。

【0013】

第 2 照明光学系 70 は、第 2 光源 72 と、プラチドリング 71 を備える。なお

、第2光源72を省略することもできる。プラチドリング (PLACIDO' S DISC) 71は、複数の同心輪帯からなるパターンの指標を投影するためのものである。なお、複数の同心輪帯からなるパターンの指標は、所定のパターンの指標の一例であり、他の適宜のパターンを用いることができる。そして、後述するアライメント調整が完了した後、複数の同心輪帯からなるパターンの指標を投影することができる。

【0014】

第2送光光学系80は、例えば、後述するアライメント調整及び座標原点、座標軸の測定・調整を主に行うものであって、第2送光光源部31と、集光レンズ32と、ビームスプリッター33を備える。

【0015】

第2受光光学系30は、集光レンズ34、第2受光部35を備える。第2受光光学系30は、第2照明光学系70から照明されたプラチドリング71のパターンが、被測定眼60の前眼部又は角膜62から反射して戻ってくる光束(第2光束)を、第2受光部35に導く。また、第2送光光源部31から発せられ被測定眼60の角膜62から反射し、戻ってくる光束を第2受光部35に導くこともできる。なお、第2送光光源部31から発せられる光束の第2波長は、例えば、第1波長(ここでは、780nm)と異なると共に、長い波長を選択できる(例えば、940nm)。

【0016】

共通光学系40は、第1照明光学系10から発せられる光束の光軸上に配され、第1及び第2照明光学系10及び70、第1及び第2受光光学系20及び30、第2送光光学系80等に共通に含まれ得るものであり、例えば、アフォーカルレンズ42と、ビームスプリッター43、45と、集光レンズ44とを備える。また、ビームスプリッター43は、第2送光光源部31の波長を被測定眼60に送光(反射)し、被測定眼60の網膜61から反射して戻ってくる第2光束を反射し、一方、第1光源部11の波長を透過するようなミラー(例えば、ダイクロイックミラー)で形成される。ビームスプリッター45は、第1光源部11の光束を被測定眼60に送光(反射)し、被測定眼60の網膜61から反射して戻っ

てくる第1光束を、透過するようなミラー（例えば、偏光ビームスプリッター）で形成される。このビームスプリッター43、45によって、第1及び2光束が、互いに他方の光学系に入りノイズとなることがない。

【0017】

調整用光学系50は、例えば、後述する作動距離調整を主に行うものであって、第3光源部51と、第4光源部55と、集光レンズ52、53と、第3受光部54を備える。

【0018】

第3照明光学系90は、例えば、被測定眼60の固視や雲霧をさせるための視標を投影する光路を含むものであって、第5光源部（例えば、ランプ）91、固視標92、リレーレンズ93を備える。第5光源部91からの光束で固視標92を眼底61に照射することができ、被測定眼60にその像を観察させる。固視標92と眼底61とが第3照明光学系90によって、共役な関係にある。また、第5光源部91は、被測定眼60の前眼部を異なる明るさで照明する光源（前眼照明部）でもある。第5光源部91の光量を調整する事により、被測定眼60の照明状態を変化させて瞳孔の大きさを変化させることができる。なお、前眼照明部としては、第5光源部91以外にも第2光源72等、適宜の光源を用いても良い。

【0019】

つぎに、アライメント調整について説明する。アライメント調整は、主に、第2受光光学系30及び第2送光光学系80により実施される。

まず、第2送光光源部31からの光束は、集光レンズ32、ビームスプリッター33、43、アフォーカルレンズ42を介して、対象物である被測定眼60を略平行な光束で照明する。被測定眼60の角膜62で反射した反射光束は、あたかも角膜62の曲率半径の1/2の点から射出したような発散光束として射出される。この発散光束は、アフォーカルレンズ42、ビームスプリッター43、33及び集光レンズ34を介して、第2受光部35にスポット像として受光される。

【0020】

ここで、この第2受光部35上のスポット像が光軸上から外れている場合、眼

光学特性測定装置本体を、上下左右に移動調整し、スポット像を光軸上と一致させる。このように、スポット像が光軸上と一致すると、アライメント調整は完了する。なお、アライメント調整は、被測定眼 60 の角膜 62 を第 3 光源部 51 により照明し、この照明により得られた被測定眼 60 の像が第 2 受光部 35 上に形成されるので、この像を利用して瞳中心が光軸と一致するようにしてもよい。

【0021】

つぎに、作動距離調整について説明する。作動距離調整は、主に、調整用光学系 50 により実施される。

まず、作動距離調整は、例えば、第 4 光源部 55 から射出された光軸付近の平行な光束を、被測定眼 60 に向けて照射すると共に、この被測定眼 60 から反射された光を、集光レンズ 52、53 を介して第 3 受光部 54 で受光することにより行われる。また、被測定眼 60 が適正な作動距離にある場合、第 3 受光部 54 の光軸上に、第 4 光源部 55 からのスポット像が形成される。一方、被測定眼 60 が適正な作動距離から前後に外れた場合、第 4 光源部 55 からのスポット像は、第 3 受光部 54 の光軸より上又は下に形成される。なお、第 3 受光部 54 は、第 4 光源部 55、光軸、第 3 受光部 54 を含む面内での光束位置の変化を検出できればいいので、例えば、この面内に配された 1 次元 CCD、ポジションセンシングデバイス (PSD) 等を適用できる。

【0022】

つぎに、第 1 照明光学系 10 と第 1 受光光学系 20 との位置関係を説明する。

第 1 受光光学系 20 には、ビームスプリッター 45 が挿入されており、このビームスプリッター 45 によって、第 1 照明光学系 10 からの光は、被測定眼 60 に送光されると共に、被測定眼 60 からの反射光は、透過される。第 1 受光光学系 20 に含まれる第 1 受光部 23 は、変換部材であるハルトマン板 22 を通過した光を受光し、受光信号を生成する。

【0023】

また、第 1 光源部 11 と被測定眼 60 の網膜 61 とは、共役な関係を形成している。被測定眼 60 の網膜 61 と第 1 受光部 23 とは、共役である。また、ハルトマン板 22 と被測定眼 60 の瞳孔とは、共役な関係を形成している。さらに、

第1受光光学系20は、被測定眼60の前眼部である角膜62、及び瞳孔と、ハルトマン板22と略共役な関係を形成している。すなわち、アフォーカルレンズ42の前側焦点は、被測定眼60の前眼部である角膜62及び瞳孔と略一致している。

【0024】

また、第1照明光学系10と第1受光光学系20は、第1光源部11からの光束が、集光する点で反射されたとして、第1受光部23での反射光による信号ピークが最大となるように、連動して移動する。具体的には、第1照明光学系10と第1受光光学系20は、第1受光部23での信号ピークが大きくなる方向に移動し、信号ピークが最大となる位置で停止する。これにより、第1光源部11からの光束は、被測定眼60上で集光する。

【0025】

また、レンズ12は、光源11の拡散光を平行光に変換する。絞り14は、眼の瞳、あるいはハルトマン板22と光学的に共役の位置にある。絞り14は、径がハルトマン板22の有効範囲より小さく、いわゆるシングルパスの収差計測（受光側だけに目の収差が影響する方法）が成り立つ様になっている。レンズ13は、上記を満たすために、実光線の眼底共役点を前側焦点位置に、さらに、眼の瞳との共役関係を満たすために、後側焦点位置が絞り14と一致するように配置されている。

【0026】

また、光線15は、光線24とビームスプリッター45で共通光路になった後は、近軸的には、光線24と同じ進み方をする。但し、シングルパス測定的时候は、それぞれの光線の径は違い、光線15のビーム径は、光線24に比べ、かなり細く設定される。具体的には、光線15のビーム径は、例えば、眼の瞳位置で1mm程度、光線24のビーム径は、7mm程度になることもある（なお、図中、光線15のビームスプリッター45から眼底61までは省略している）。

【0027】

つぎに、変換部材であるハルトマン板22について説明する。

第1受光光学系20に含まれるハルトマン板22は、反射光束を複数のビーム

に変換する波面変換部材である。ここでは、ハルトマン板 22 には、光軸と直交する面内に配された複数のマイクロフレネルレンズが適用されている。また、一般に、測定対象部（被測定眼 60）について、被測定眼 60 の球面成分、3 次の非点収差、その他の高次収差までも測定するには、被測定眼 60 を介した少なくとも 17 本のビームで測定する必要がある。

【0028】

また、マイクロフレネルレンズは、光学素子であって、例えば、波長ごとの高さピッチの輪帯と、集光点と平行な出射に最適化されたブレードとを備える。ここでのマイクロフレネルレンズは、例えば、半導体微細加工技術を応用した 8 レベルの光路長差を施したもので、高い集光率（例えば、98%）を達成している。

【0029】

また、被測定眼 60 の網膜 61 からの反射光は、アフォーカルレンズ 42、コリメートレンズ 21 を通過し、ハルトマン板 22 を介して、第 1 受光部 23 上に集光する。したがって、ハルトマン板 22 は、反射光束を少なくとも、17 本以上のビームに変換する波面変換部材を備える。

【0030】

図 2 は、眼光学特性測定装置の電気系 200 の構成図である。眼光学特性測定装置に関する電気系 200 は、例えば、演算部 210 と、制御部 220 と、表示部 230 と、メモリ 240 と、入力部 270 と、第 1 駆動部 250 及び第 2 駆動部 260 及び第 3 駆動部 280 とを備える。また、演算部 210 は、瞳径データ形成部 215、画像データ形成部 211、判定部 212、矯正要素設定部 213 を備えることができる。

【0031】

演算部 210 は、第 1 受光部 23 から得られる受光信号④、第 2 受光部 35 から得られる受光信号⑦、第 3 受光部 54 から得られる受光信号（10）を入力すると共に、座標原点、座標軸、座標の移動、回転、瞳径、全波面収差、角膜波面収差、ゼルニケ係数、収差係数、視力シミュレーション、白色光 MTF、ランドルト環パターン、コントラスト感度等を演算する。また、このような演算結果に

応じた信号を、電気駆動系の全体の制御を行う制御部 220 と、表示部 230 と、メモリ 240 とにそれぞれ出力する。なお、演算 210 の詳細は後述する。

【0032】

瞳径データ形成部 215 は、前眼部像から瞳径データを形成する。例えば、瞳径データ形成部 215 は、第 2 受光部 35 から前眼部像を入力し、瞳孔のエッジ上の点、瞳孔が楕円形であるとした時の焦点、長径及び短径を算出し、瞳径を求める。

【0033】

後述するテンプレートマッチングにおける視力シミュレーションにおいて、画像データ形成部 211 は、少なくとも被検眼の波面収差を示す測定データに基づき、屈折矯正のため矯正要素を考慮して、検眼用視標の見え具合のシミュレーションを行い視標網膜画像データを形成する。被検眼の波面収差には高次収差まで含まれる。判定部 212 は、画像データ形成部 211 で形成された視標網膜画像データに基づき、検眼用視標が見えているかどうかを判定する。

【0034】

また、矯正要素設定部 213 は、画像データ形成部 211 に与える矯正要素を設定する。さらに、判定部 212 は、矯正要素設定部 213 で設定される矯正要素により矯正され、且つ、画像データ形成部 211 で形成された視標網膜画像データに基づき、適正な矯正要素が設定されているかどうかを判定する。また、矯正要素設定部 213 は、判定部 212 の結果に基づき矯正要素を設定し、且つ、判定部 212 が適正な矯正要素であると判定するまで、矯正要素を繰り返し変化させるように構成されている。矯正要素は、球面度数、乱視度数、乱視軸角度のいずれか一つ又は複数の組合せである。

【0035】

制御部 220 は、演算部 210 からの制御信号に基づいて、第 1 光源部 11 の点灯、消灯を制御したり、第 1 駆動部 250 及び第 2 駆動部 260 を制御するものであり、例えば、演算部 210 での演算結果に応じた信号に基づいて、第 1 光源部 11 に対して信号①を出力し、プラチドリング 71 に対して信号⑤を出力し、第 2 送光光源部 31 に対して信号⑥を出力し、第 3 光源部 51 に対して信号⑧

を出力し、第4光源部55に対して信号⑨を出力し、第5光源部91に対して、信号(11)を出力し、さらに、第1駆動部250及び第2駆動部260及び第3駆動部280に対して信号を出力する。

【0036】

第1駆動部250は、例えば、演算部210に入力された第1受光部23からの受光信号④に基づいて、第1照明光学系10全体を光軸方向に移動させるものであり、図示しない適宜のレンズ移動手段に対して信号②を出力すると共に、このレンズ移動手段を駆動する。これにより、第1駆動部250は、第1照明光学系10の移動、調節を行うことができる。

【0037】

第2駆動部260は、例えば、演算部210に入力された第1受光部23からの受光信号④に基づいて、第1受光光学系20全体を光軸方向に移動させるものであり、図示しない適宜のレンズ移動手段に対して信号③を出力すると共に、このレンズ移動手段を駆動する。これにより、第2駆動部260は、第1受光光学系20の移動、調節を行うことができる。

【0038】

第3駆動部280は、例えば、第3照明光学系90の固視標92を移動させるものであり、図示しない適宜の移動手段に対して信号(12)を出力すると共に、この移動手段を駆動する。これにより、第3駆動部280は、第3照明光学系90の固視標92の移動、調節を行うことができる。

【0039】

2. ゼルニケ解析

つぎに、ゼルニケ解析について説明する。一般に知られているゼルニケ多項式からゼルニケ係数 C_i^{2j-i} を算出する方法について説明する。ゼルニケ係数 C_i^{2j-i} は、例えば、ハルトマン板22を介して第1受光部23で得られた光束の傾き角に基づいて被検眼60の光学特性を把握するための重要なパラメータである。

【0040】

被検眼60の波面収差 $W(X, Y)$ は、ゼルニケ係数 C_i^{2j-i} 、ゼルニケ

多項式 Z_i^{2j-i} を用いて次式で表される。

【0041】

【数1】

$$W(X, Y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^i c_i^{2j-i} Z_i^{2j-i}(X, Y)$$

【0042】

ただし、 (X, Y) はハルトマン板 22 の縦横の座標である。

また、波面収差 $W(X, Y)$ は、第1受光部 23 の縦横の座標を (x, y) 、ハルトマン板 22 と第1受光部 23 の距離を f 、第1受光部 23 で受光される点像の移動距離を $(\Delta x, \Delta y)$ とすると、次式の関係が成り立つ。

【0043】

【数2】

$$\frac{\partial W(X, Y)}{\partial X} = \frac{\Delta x}{f}$$

【0044】

【数3】

$$\frac{\partial W(X, Y)}{\partial Y} = \frac{\Delta y}{f}$$

【0045】

ここで、ゼルニケ多項式 Z_i^{2j-i} は、以下の数式 4 及び数式 5 で表される（より具体的な式は、例えば特開 2002-209854 を参照）。

【0046】

【数 4】

$$Z_n^m = R_n^m(r) \left\{ \frac{\sin}{\cos} \right\} \{m\theta\}$$

$$m > 0 \quad \sin$$

$$m \leq 0 \quad \cos$$

【0047】

【数 5】

$$R_n^m(r) = \sum_{s=0}^{(n-m)/2} (-1)^s \frac{(n-s)!}{s! \left\{ \frac{1}{2}(n-m)-s \right\}! \left\{ \frac{1}{2}(n+m)-s \right\}!} r^m$$

【0048】

なお、ゼルニケ係数 C_{2j-i} は、以下の数式 6 で表される自乗誤差を最小にすることにより具体的な値を得ることができる。

【0049】

【数 6】

$$S(x) = \sum_{i=1}^{data\ number} \left[\left\{ \frac{\partial W(X_i, Y_i)}{\partial X} - \frac{\Delta x_i}{f} \right\}^2 + \left\{ \frac{\partial W(X_i, Y_i)}{\partial Y} - \frac{\Delta y_i}{f} \right\}^2 \right]$$

【0050】

ただし、 $W(X, Y)$: 波面収差、 (X, Y) : ハルトマン板座標、 $(\Delta x, \Delta y)$: 第 1 受光部 23 で受光される点像の移動距離、 f : ハルトマン板 22 と第 1 受光部 23 との距離。

演算部 210 は、ゼルニケ係数 C_{2j-i} を算出し、これを用いて球面収差、コマ収差、非点収差等の眼光学特性を求める。

【0051】

(瞳径の正規化)

ゼルニケ多項式は、常に半径 1 の円内での形を示しており、ある瞳径 (瞳孔径

)でゼルニケ解析するときは、その瞳半径で規格化する。例えば、瞳半径 r_p の瞳孔の中心座標を $(0, 0)$ としたときに、瞳孔内の点 $P(X, Y)$ は、ゼルニケ解析するときは $P(X/r_p, Y/r_p)$ とする。ハルトマン像のスポットの重心点が P のとき、この点と対応する参照格子点 $P_{ref}(X_{ref}, Y_{ref})$ は、 $P_{ref}(X_{ref}/r_p, Y_{ref}/r_p)$ として点像の移動距離を求め、ゼルニケ係数を算出する。実際の波面（座標が規格化されていない波面） $W(X, Y)$ は、次式で表される。

【0052】

【数7】

$$W(X, Y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^i c_i^{2j-1} Z_i^{2j-1}(X/r_p, Y/r_p) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^i c_i^{2j-1} Z_i^{2j-1}(x_s, y_s)$$

【0053】

ただし、 (X, Y) : 規格化されていない座標、 (x_s, y_s) : 規格化された座標である。

【0054】

3. ランドルト環

図3に、ランドルト環の説明図を示す。以下に、ランドルト環の輝度分布関数 $L_{and}(x, y)$ のデータの作成について説明する。図3には、上段に高コントラストのランドルト環、下段に低コントラストのランドルト環を示す。

【0055】

ランドルト環は確認できる最小視角の逆数で表され、1分の視角を確認できる能力を、視力1.0という。例えば、確認できる最小視角が2分なら視力は $1 \div 2$ で0.5、10分なら $1 \div 10$ で0.1と定義されている。一般にランドルト環は、図に示すように外側のリングの大きさに対して $1/5$ の大きさの隙間を空けたものを指標として用いる。

眼底に投影されるランドルト環の大きさ d は、視力 V のときに

【0056】

【数 8】

$$d = 5 \times 2 \cdot R \tan \left(\frac{1}{60 \cdot V} \times \frac{1}{2} \right)$$

【0057】

(R: 瞳から像点(網膜)までの距離)

で計算できる。この式とランドルト環の定義をもとにランドルト環の黒い部分を 0 (又は 1)、白い部分を 1 (又は 0) としてランドルト環の輝度分布関数 $L_{and}(x, y)$ を作成する。作成された輝度分布関数 $L_{and}(x, y)$ のデータはメモリ 240 に記憶され、演算部 210 により読み出され、所定の視力に対応して設定される。

【0058】

高コントラスト原画像は、例えば、ランドルト環の黒の部分と白の部分のコントラストが 100% (例えば白が 0 に対して黒が 1) であり、一方、低コントラスト原画像は、ランドルト環の黒の部分と白の部分とコントラストが 10% (例えば、白が 0 に対して黒が 0.1) のものを用いることができる。なお、この例以外にも適宜のコントラストの原画像を用いても良い。メモリ 240 に記憶される輝度分布関数 $L_{and}(x, y)$ は、高コントラストと低コントラストのものがそれぞれ作成され、記憶される。

【0059】

4. 眼科データ測定方法

図 4 に、眼科データ測定のフローチャートを示す。

まず、眼光学特性測定装置は、被測定眼 60 の瞳位置の X、Y、Z 軸をアライメントする (S101)。次に、測定装置は、可動部の原点移動を行う (S103)。例えば、ハルトマン板 22 やプラチドリング 71 等をゼロディオプターに合わせる。演算部 210 は、測定された受光信号④、⑦及び/又は (10) に基づき、瞳径、全波面収差及びゼルニケ係数等の眼球光学系データを測定する (S105)。演算部 210 は、視力シミュレーションを行う (S107)。例えば、演算部 210 は、検眼用視標の見え具合のシミュレーション結果と所定のテン

プレートとの比較結果、及び／又は、被検眼の伝達特性を示すMTF (Modulation Transfer Function) を被測定眼60での見え具合の質を表す評価パラメータとして、評価パラメータに従い被検眼の視力又は感度を推測する。なお、視力としては、検眼用視標を適宜設定することで、高コントラスト視力及び低コントラスト視力を推測することができる。また、演算部210は、被検眼のMTF、点像強度分布 (PSF) 等の光学特性を推測する。ステップS105及びS017の詳細は後述する。演算部210は、表示部230及びメモリ240に出力する (S109)。なお、前の処理において既にデータ出力されている場合、ステップS109の処理を省略しても良い。

【0060】

図5は、ステップS105の瞳孔径の算出及び眼球光学系データの測定についてのサブフローチャートである。また、図6は、瞳孔径算出の説明図である。

【0061】

まず、演算部210は、第1受光部20及び第2受光部35からハルトマン像及び前眼部像を取得する (S601)。演算部210は、第5光源部91により、所望の環境条件 (観察条件) における照明状態で被測定眼60を照明させ、第1受光部20及び第2受光部35からハルトマン像及び前眼部像を取得する。例えば、演算部210は、表示部230に視力又は感度を推測する環境条件を選択する指示を表示し、選択された環境条件を入力部270から入力してもよい。環境条件としては、例えば、「昼間視」、「薄暮視」、「室内 (蛍光灯下)」、「夜間視」、「通常の視力測定」等である。次に、演算部210は、例えば、予めメモリ240に記憶された環境条件と照明状態が対応したテーブルを参照し、入力した環境条件に対応する照明状態を取得する。各環境条件での照明状態としては、例えば、「通常の視力測定」の場合は50 [lx]、「昼間視」は100000 [lx]、「室内 (蛍光灯下)」は2000 [lx] 等とすることができる。なお、これらの値は、その環境条件に応じた適宜の値を用いることができる。環境としては、通常より大型の固視標を用いることが望ましい。ここでは、第5光源部91により、所望の環境条件における照明状態で被測定眼60を照明させているが、被検眼の周囲の照明や、背景の照明を利用して、その照明状態を作り

出すように構成しても差し支えない。

【0062】

演算部 210 は、制御部 220 を介し、第 5 光源部 91 に対して取得した照明状態に応じた信号 (11) を出力し、被測定眼 60 を照明させる。また、演算部 210 は、照明状態を暗い方から明るい方へ順次変化させ、複数の照明状態におけるハルトマン像及び前眼部像取得することができる。

【0063】

なお、演算部 210 は、ステップ S601 を省略し、予め測定されメモリ 240 に記憶されているハルトマン像データと、前眼部像、瞳孔エッジ上の点などの瞳孔形状、瞳径のいずれかを含む瞳径データとを読み込んでもよい。また、例えば、演算部 210 は、瞳径データとして電子カルテ内にある、過去に撮影されメモリ 240 に記憶された写真データをメモリから読み込み、前眼部像を取得してもよい。

【0064】

次に、演算部 210 は、取得した前眼部像に基づいて、瞳孔のエッジ上の点 P_i ($i=1\sim n$) を、例えば 36 点 ($n=36$)、検出する (S603)。演算部 210 は、画像処理の手法により、取得した前眼部像の光量の変化 (画像上の濃淡) を検出し、瞳孔のエッジ上の点を求めることができる。図 6 において、検出点 P_i は + の印で表されている点である。

【0065】

次に、演算部 210 は、検出した瞳孔のエッジ上の点に最もフィットする楕円フィッティングを行う (S605)。まず、演算部 210 は、楕円の焦点 (図 6 における点 F1、F2) を求める。例えば、演算部 210 は、焦点の初期値として予め設定されている 2 点の座標をメモリ 240 から読み出す。次に、演算部 210 は、検出点 P_i から読み出した 2 点までの距離をそれぞれ求め、距離の和を L_i とする。演算部 210 は、全ての検出点 P_i について距離の和 L_i を求め、 L_i の平均値 A を求める。さらに、演算部 210 は、最小 2 乗近似等の手法を用いて、次式で表される距離の和 L_i と平均値 A の自乗誤差 S_e が最小となる 2 点を算出することにより、楕円の焦点を求めることができる。

【0066】

【数9】

$$S_e = \sum_{i=1}^n (L_i - A)^2$$

【0067】

ただし、 L_i : エッジ上の点 P_i から 2 点 F_1 、 F_2 までの距離の和、 A : エッジ上の各点における L_i の平均値、 n : 検出したエッジ上の点数である。なお、これ以外にも適宜の方法により、楕円の焦点を求めてもよい。

【0068】

次に、演算部 210 は、楕円上の 1 点から焦点までの距離の和 L を求める。なお、演算部 210 は、上述の平均値 A を楕円上の 1 点から焦点までの距離の和 L としてもよい。次に、演算部 210 は、楕円の長軸の長さ（長径）及び短軸の長さ（短径）から、瞳径を算出する（S607）。長軸の長さ $2a$ 及び短軸の長さ $2b$ は、次式で表すことができる。

【0069】

【数10】

$$2a = L$$

$$\begin{aligned} 2b &= 2\sqrt{\left(\frac{L}{2}\right)^2 - c^2} \\ &= 2\sqrt{\frac{L^2}{4} - \frac{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}{4}} \\ &= \sqrt{L^2 - (x_2 - x_1)^2 - (y_2 - y_1)^2} \end{aligned}$$

【0070】

ただし、 L : エッジ上の点から焦点までの距離の和、 (x_1, y_1) 、 (x_2, y_2) : 楕円の焦点である。瞳径 d_p は、例えば、長軸の長さ $2a$ 及び短軸の長さ $2b$ の平均値とすると、次式で表される。

【0071】

【数 1 1】

$$d_p = a + b \\ = \frac{1}{2} \left(L + \sqrt{L^2 - (x_2 - x_1)^2 - (y_2 - y_1)^2} \right)$$

【0 0 7 2】

なお、平均値を瞳径とする以外にも、短軸の長さ、長軸の長さ、短軸及び長軸の長さの中間値等、長軸の長さ 2 a、短軸の長さ 2 b に基づく適宜の値を用いてもよい。

【0 0 7 3】

演算部 2 1 0 は、例えば、楕円の焦点及び／又は長軸、短軸の長さに基づき瞳中心位置を求め、さらにリンバス中心を求めて又は設定して、リンバス中心からのずれ量等の瞳中心位置のずれ量を算出してもよい。また、演算部 2 1 0 は、算出したずれ量を瞳径に対応してメモリ 2 4 0 に記憶する。

【0 0 7 4】

なお、演算部 2 1 0 は、白昼時における瞳径とする照明状態以外に、被検者の希望する環境（例えば、事務室、教室、夜間の運転時等）における瞳径とする照明状態になるように第 5 光源部 9 1 の明るさを調整してもよい。また、上記環境での瞳径を予め測定しておいたものを使用して解析しても良い。これにより、被検者の希望する環境での最適な処方値を解析することができる。なお、演算部 2 1 0 は、ステップ S 6 0 1 ～ S 6 0 7 の処理の代わりに、予めメモリ 2 4 0 に記憶された測定データ及び瞳径を読み込んでも良い。

【0 0 7 5】

演算部 2 1 0 は、瞳径及びハルトマン像に基づき、眼球光学系データを算出する（S 6 0 9）。まず、演算部 2 1 0 は、ステップ S 6 0 1 で取得したハルトマン像から各スポットの重心点を検出する。次に、演算部 2 1 0 は、瞳中心を原点としたときに検出した重心点座標を瞳半径 r_p で規格化する。ここで、瞳半径 r_p = 瞳径 d_p / 2 である。すなわち、演算部 2 1 0 は、瞳径の範囲内にある重心点 P_s (X、Y) を P_s (X / r_p , Y / r_p) とし、ハルトマン像のスポット

の重心点が P_s のとき、この点と対応する参照格子点 P_{ref} (X_{ref} 、 Y_{ref}) を、 P_{ref} (x_{ref}/r_p 、 y_{ref}/r_p) とする。実際の波面 (座標が規格化されていない波面) $W(X, Y)$ は、次式で表される。

【0076】

【数12】

$$W(X, Y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^i c_i^{2j-1} Z_i^{2j-1} (X/r_p, Y/r_p) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^i c_i^{2j-1} Z_i^{2j-1} (x_s, y_s)$$

【0077】

ここで、 (X, Y) : 規格化されていない座標、 (x_s, y_s) : 規格化された座標である。

演算部210は、規格化した座標を用いて、ゼルニケ係数、全波面収差等の眼球光学系データを算出する。また、演算部210は、適宜のタイミングでデータをメモリ240に記憶する。

【0078】

4-1. 視力シミュレーションの第1のフローチャート (球面度数矯正)

図7に、視力シミュレーションの第1のフローチャートを示す。図7は、網膜像シミュレーションを行い、ランドルト環が判別できるように矯正球面度数を求め、その矯正時における視力を推測するフローチャートである。なお、以下の各フローチャートで同符号のステップは同様の処理が実行される。

【0079】

まず、演算部210は、仮球面度数 S_r を算出する (S1401)。仮球面度数 S_r としては、例えば、レフ値、もしくは波面収差から算出した値などを用いてもよいし、予めメモリ240に記憶してある値や入力部270から入力された値を用いてもよい。

【0080】

次に、演算部210は、シミュレーション用球面度数 S_s の設定を行う (S1451)。 S_s は、通常は、 S_r に対し、弱矯正に設定 (例えば $S_s = S_r + 5D$) する。演算部210は、予め定められた視力 V_s (例えば、 $V_s = 0.1$)

のランドルト環の設定を行う (S1453)。この時、まず演算部210は、高コントラスト視力又は低コントラスト視力のいずれの視力を推測するか設定する。例えば、演算部210は、入力部270からの入力又は予めメモリ240に記憶されている設定に従い高コントラスト又は低コントラストの設定しても良い。演算部210は、設定に従い、予め定められた視力 V_s に応じた高コントラスト又は低コントラストのランドルト環を設定する。

【0081】

演算部210の画像データ形成部211は、ランドルト環網膜像シミュレーションを行い、視標画像データを得る (S1405)。ここで、画像データ形成部211は、まず予め定められたある方向 (例えば上、下、右、左の方向にリングの隙間が空いたもの) のランドルト環に対して行う。すなわち、画像データ形成部211は、ステップS105で測定された波面収差に従い、ランドルト環がどのような見え具合であるかを示す視標画像データをシミュレーションにより求める。このシミュレーションの具体的処理は後述する。

【0082】

つぎに、演算部210の判定部212は、ランドルト環テンプレートマッチングを行う (S1407)。判定部212は、シミュレーションで得られた視標画像データとある方向のランドルト環とのテンプレートマッチングを行い、そのときの方向と一致度を示す点数 n をメモリ240に記憶しておく。この具体的処理は後述する。

【0083】

判定部212は、すべての方向でテンプレートマッチングしたか判断する (S1409)。ここで、Noの場合は、ステップS1407に進み、すべての方向でテンプレートマッチングするまで処理を繰り返す。一方、ステップS1409でYesの場合、判定部212は、点数 n が一番大きい点数 n_h がステップS1405でシミュレーションした視標画像データのランドルト環の方向と一致するか判断する (S1411)。ここで、Yesの場合、判定部212は、点数 n_h がメモリ240等に予め定められた閾値より高いか判断する (S1413)。なお、この閾値 (ランドルト環が識別できたかどうかを判断する閾値) は、例えば過

去に多数の正常眼の自覚値と対比して得られた値を使用することができる。

【0084】

ステップS1411又はS1413でNoの場合、判定部212は、S_sが予め定められた許容値（例えば、S_r-5D）を超えたか判断する（S1415）。ここでNoの場合、矯正要素設定部213はS_sの矯正要素を若干強く設定し（例えば、S_s-0.25D）（S1417）、画像データ形成部211はこの矯正要素に基づきランドルト環網膜像シミュレーションを行う。演算部210は、このシミュレーションにより得られた視標画像データについてステップS1407以降の処理を実行する。一方、ステップS1415でYesの場合、判定部212は、ランドルト環判別不能と判断し（S1419）、このときの方向と、この方向が不可能であったことをメモリ240に記憶しておく。

【0085】

ステップS1419の後又はステップS1413でYesの場合、判定部212は、ランドルト環の全ての方向でシミュレーションしたか判断する（S1421）。ここで、Noの場合、ステップS1405に戻り、演算部210は全ての方向で上述の処理を繰返す。一方、ステップS1421で、Yesの場合、判定部212は、さらに設定方向数の半分以上判別できたか判断する（S1455）。

【0086】

ステップS1455でYesの場合、矯正要素設定部213は、 $S=S_s$ 、 $V=V_s$ と設定し、また、視力 $V_s=V_s+0.1$ のランドルト環の設定を行う（S1457）。この時、設置するランドルト環は、上述のステップS1453での設定に従い高コントラスト又は低コントラストのランドルト環を設定する。その後、ステップS1405に進み、画像データ形成部211は、設定された矯正要素及びランドルト環に基づき網膜像シミュレーションを行い視標画像データを求め、ステップS1407以降の処理を実行する。一方、ステップS1455でNoの場合、演算部210は、データ出力を行う（S1423）。すなわち、演算部210は、例えば、このときの視力V、球面度数 $S=S_s$ 、判別できたランドルト環の方向、シミュレーション結果等を表示部230に表示し、メモリ24

0に記憶する。なお、演算部210は、視力として少数視力を用いてもよいし、logMAR (log Minimum Angle Resolution) 視力を用いてもよい。logMAR視力は、最小視覚の対数で表される視力である。

【0087】

図8に、上記ステップS1405の網膜像シミュレーションのフローチャートを示す。まず、演算部210は、図4のステップS105で求めた波面収差W (X、Y) 及び設定された矯正要素に基づき瞳関数f (x, y) を次式により計算する (S204)。

【0088】

【数13】

$$f(x, y) = e^{ikW(X, Y)}$$

【0089】

演算部210は、ランドルト環 (又は任意の像) の輝度分布関数Land (x, y) をメモリ240を参照して計算する (S205)。演算部210は、Land (x, y) を2次元フーリエ変換して空間周波数分布FR (u, v) を求める (S207)。演算部210は、瞳関数に基づき、眼球の空間周波数分布OTFを算出し、ランドルト環 (又は任意の像) の空間周波数分布FR (u, v) と眼球の空間周波数分布OTF (u, v) を次式のように掛け合わせることで、眼の光学系通過後の周波数分布OR (u, v) を求める (S209)。

$$FR(u, v) \times OTF(u, v) \rightarrow OR(u, v)$$

なお、OTFの具体的算出方法については後述する。

【0090】

つぎに、演算部210は、OR (u, v) を2次元逆フーリエ変換してランドルト環 (又は、任意の像) の輝度分布画像Land Image (X、Y) を求める (S211)。

【0091】

図9に、上述ステップS1407のテンプレートマッチングの説明図を示す。図示のようにランドルト環原画像 (上図) に対応して、テンプレート画像 (下図

)を設定し、メモリ240にランドルト環の大きさを示す識別子に対応してこのようなテンプレート画像を記憶する。テンプレート画像は、この例では、 $b=1.5a$ 、ランドルト環部の画素数を $N1$ 、画素値を1とし、ランドルト環の周囲のぼやかした点像部の画素数を $N2$ 、画素値を $-N1/N2$ としているが、これに限らず適宜設定することができる。また、図9上段に示すランドルト原画像は、高コントラストのランドルト環原画像を示しているが、低コントラストのランドルト環原画像を用いる場合も同様のテンプレートを用いることができる。

【0092】

図10に、上記ステップS1407のランドルト環テンプレートマッチングのフローチャートを示す。

演算部210は、設定されたランドルト環の大きさに従いテンプレート画像をメモリ240から読み取り、その空間周波数分布 $Temp(x, y)$ を求める(S1301)。つぎに、演算部210は、 $Temp(x, y)$ の2次元フーリエ変換 $FT(u, v)$ を求める(S1303)。演算部210は、網膜像のシミュレーションによる視標画像データの空間周波数分布の2次元フーリエ変換 $OR(u, v)$ を求め、 $OR(u, v)$ とテンプレートの空間周波数分布 $FT(u, v)$ とを次式のように掛け合わせ、 $OTmp(u, v)$ を求める(S1305)。

$$OR(u, v) \times FT(u, v) \rightarrow OTmp(u, v)$$

【0093】

演算部210は、 $OTmp(u, v)$ を二次元逆フーリエ変換を行い、 $TmpIm(X, Y)$ ($4a \times 4a$ の複素数行列)を求める(S1307)。演算部210は、 $TmpIm(X, Y)$ の絶対値の最大値を取得して点数 n とする(S1309)。

【0094】

このような相関をとることにより、シミュレーション視標画像が原画像に近ければ点数が高く、ぼやけた場合はそれに応じて点数が低くなる。

【0095】

4-2. 視力シミュレーションの第2のフローチャート(乱視矯正-1)

図11、図12に、視力シミュレーションの第2のフローチャート(1)及び

(2)を示す。図11、図12は、網膜像シミュレーションを行い、ランドルト環が判別できるように矯正乱視軸A、乱視度数Cを求め、その矯正時における視力を推測するフローチャートである。

【0096】

演算部210は、上述のステップS1401と同様に、仮球面度数 S_r を算出する(S1401)。つぎに、演算部210は、シミュレーション用乱視度数 C_s の設定を行う(S1501)。例えば、 C_s はレフ値、もしくは波面収差から算出した乱視度数Cなどを用いたり、予めS又はC等の矯正要素やゼルニケ係数と対応して C_s を記憶した対応表をメモリ240に記憶しておき、それを参照して求めてもよい。つぎに、演算部210は、上述と同様に視力 V_s (例えば $V_s = 0.1$)のランドルト環設定を行う(S1453)。

【0097】

ステップS1405～S1413では、上述と同様に、演算部210は、ランドルト環網膜像シミュレーション、ランドルト環テンプレートマッチング等の処理を行う。判定部212は、ステップS1411又はS1413でNoの場合、ランドルト環判別不能と判断し、このときの方向と、この方向が不可能であったことをメモリ240に記憶しておく(S1419)。ステップS1419の後、又はステップS1413でYesの場合、演算部210は、上述と同様に、ステップS1421及びS1455の処理を実行する。

【0098】

ステップS1455で設定方向数の半分以上判別できたと判断した場合、演算部210は、設定されている矯正要素をメモリ240に記憶する(S1503)。つぎに、矯正要素設定部213は、 $V = V_s$ と設定し、また、視力 $V_s = V_s + 0.1$ のランドルト環を設定する(S1505)。この時、設定するランドルト環は、上述のステップS1453での設定に従い、高コントラスト又は低コントラストのランドルト環を設定する。その後、S1405に進み、画像データ形成部211は、設定された矯正要素及びランドルト環に基づき網膜像シミュレーションを行い視標画像データを求め、ステップS1407以降の処理を実行する。

【0099】

一方、ステップS1455でNoの場合、判定部212は、全ての乱視軸角度方向(0~180)でシミュレーションしたか判断する(S1507)。ここでNoの場合、矯正要素設定部213は乱視軸角度Asを回転する(例えば、 $A_s = A_s + 5$) (S1509)。その後、ステップS1453に進み、ステップS1453以降の処理を繰返し実行する。

【0100】

つぎに、図12を参照し、判定部212がステップS1507でYesと判断した場合、演算部210の矯正要素設定部213は、乱視軸角度Aとして視力Vがもっとも大きかったときのAsを代入する(S1511)。なお、乱視軸角度Aは、もっとも大きい時のAsが複数あるときは、視力Vで判別できたランドルト環の数が最も大きいものを設定し、さらにそのAsも複数あるときは視力Vでの判別できた方向のnhの和が最大となるものを設定する。これにより、乱視軸角度Aが決定された。

【0101】

ステップS1453、S1405~S1413では、上述の実施の形態で説明したように、設定されたSr、Cs、Aに基づき、演算部210は、ランドルト環網膜像シミュレーション、ランドルト環テンプレートマッチング等の各処理を実行する。

【0102】

判定部212は、ステップS1411又はS1413でNoの場合、Csが予め定められた許容値(例えば、 $C_s - 1.0D$)を超えたか判断する(S1515)。ここでNoの場合、矯正要素設定部213はCsの矯正要素を若干強く設定し(例えば、 $C_s - 0.25D$) (S1517)、画像データ形成部211は、この矯正要素に基づきランドルト環網膜像シミュレーションを行う(S1405)。演算部210は、このシミュレーションにより得られた視標画像データについてステップS1407以降の処理を繰返し実行する。一方、判定部212は、ステップS1515でYesの場合、ランドルト環判別不能と判断し(S1419)、このときの方向と、この方向が不可能であったことをメモリ240に記憶

しておく。

【0103】

ステップS1419の後、又は、ステップS1413でYesの場合、上述と同様に、演算部210は、ステップS1421及びS1455の処理を実行する。ステップS1455でYesの場合、演算部210は、ステップS1503及びS1505の処理を実行する。各ステップの処理については上述と同様である。その後、ステップS1405に進み、画像データ形成部211は、設定された矯正要素及びランドルト環に基づき網膜像シミュレーションを行い視標画像データを求め、ステップS1407以降の処理を実行する。

【0104】

一方、ステップS1455でNoの場合、演算部210はデータ出力を行う（S1423）。すなわち、演算部210は、このときの視力V、乱視度数 $C=C_s$ 、乱視軸A、判別できた方向、シミュレーション結果等を表示部230に表示し、メモリ240に記憶する。

4-3. 視力シミュレーションの第3のフローチャート（乱視矯正-2）

【0105】

図13に、視力シミュレーションの第3のフローチャートを示す。図13は、MTFを評価パラメータとして乱視軸A、乱視度数Cを求め、その矯正時における視力を推測するフローチャートである。

【0106】

ステップS1401では、上述のように演算部210は、仮球面度数 S_r を算出する。次に、演算部210は、乱視成分である乱視度数 C_s 及び乱視軸角度 A_s 、比較用数値 M_h を初期設定する（S1571）。これらの値は、メモリ240に予め記憶しておいたデータを用いてもよいし、入力部270により入力してもよい。演算部210は、例えば、 $C_s=0$ 、 $A_s=0$ 、 $M_h=0$ に初期設定する。

【0107】

演算部210は、既に求めた波面収差に基づき、MTFを算出する（S1573）。MTFの具体的計算方法は後述する。演算部210は、設定された乱視軸

角度 A_s での MTF 断面から比較用数値 M を算出する (S1575)。比較用数値 M としては、MTF 断面積等を用いることができる。演算部 210 は、現在設定されている A_s と、例えば、MTF の総和、MTF 断面積、もしくは 3、6、12、18 cpd の和などをメモリ 240 に記憶しておく。

【0108】

演算部 210 の判断部 212 は、 $M \geq M_h$ か判断する (S1577)。ここで No の場合、ステップ S1581 に進み、一方、 Yes の場合、演算部 210 の矯正要素設定部 213 は、 $M_h = M$ 、 $A = A_s$ とする (S1579)。つぎに、判定部 212 は、 A_s が 180 以上か判断する (S1581)。ここで No の場合、矯正要素設定部 213 は、乱視軸角度 A_s を回転する (例えば $A_s = A_s + 5$) (S1509)。その後、演算部 210 は、ステップ S1575 に戻って処理を繰り返すことで、0～180 度の軸角度で M が最大となる方向が乱視軸角度 (弱主経線又は強主経線) であり、そのときの M の値と A_s の値を求める。

【0109】

ステップ S1581 で Yes の場合、即ち、乱視軸角度 A が求まると、演算部 210 は、乱視成分 C_s 、 $A_s = A$ に基づき、MTF を算出する (S1585)。演算部 210 は、さらに、0～180 度 (例えば 5 度間隔) での各 MTF 断面から比較用数値 M を算出する (S1587)。

【0110】

判定部 212 は、算出された M が各角度で全てほぼ同じか判断する (S1589)。例えば、これは、各 M の差が予め定められた閾値 t よりすべて小さくなっているかどうかで判断することができる。ステップ S1589 で No の場合、演算部 210 は、乱視度数 C_s を若干 (例えば $C_s = C_s - 0.25$) 変化させ (S1591)、ステップ S1585 以降の処理を繰り返す。一方、ステップ S1589 で Yes の場合、演算部 210 は、 $C = C_s$ とする (S1593)。

【0111】

演算部 210 は、求められた乱視度数 C 、乱視軸角度 A に基づく矯正後の視力を推測する (S1594)。例えば、演算部 210 は、後に示す第 4 のフローチャートの処理を実行することで矯正後の視力を推測する。なお、演算部 210 は

、視力を推測する代わりに又は視力の推測に加えて、コントラスト感度を求めても良い。

演算部 210 は、求められた乱視度数 C 、乱視軸角度 A をメモリ 240 に記憶し、必要に応じて、表示部 230 に表示する (S1595)。

【0112】

4-4. 視力推測

図 14 は、ステップ S107 の視力シミュレーションの第 4 のフローチャートである。また、図 14 に示すフローチャートは、上述のステップ S1594 のサブフローチャートでもある。まず、演算部 210 は、シミュレーション用の矯正データを設定する (S1452)。例えば、演算部 210 は、矯正データとしてレフ値又は波面収差に基づき算出した値を用いることができる。また、演算部 210 は、矯正データの各要素を 0 とすることで矯正しない時の被検者の環境における視力を推測こともできる。また、例えば、演算部 210 は、上述のフローチャートの処理を実行することにより求められた乱視度数 C 、乱視軸角度 A 、及び／又は、球面度数 S を設定してもよい。ステップ S1453 以下の各ステップの処理は、上述の図 7 及び図 11 に示すフローチャートの同符号の処理と同様であるので、その詳細な説明を省略する。

【0113】

4-5. コントラスト感度

演算部 210 は、ステップ S107 の視力シミュレーションとしてコントラスト感度を算出することができる。演算部 210 は、波面収差に基づき眼球光学系の MTF である $M_{opt}(r, s)$ を求め、求めた MTF に基づきコントラスト感度を算出する。また、演算部 210 は、算出したコントラスト感度を表示部 230 に表示する又はメモリ 240 に記憶する。なお、コントラスト感度は、ステップ S107 の処理として算出するだけでなく、上述の第 1～第 4 のフローチャートの処理中に算出し、表示することもできる。

【0114】

(MTF 算出)

まず、MTF (Modulation transfer function) の算出について説明する。

MTFは、空間周波数の伝達特性を示す指標であって、光学系の性能を表現するために広く使われている。このMTFは、例えば、1度当たり、0～100本の正弦波状の濃淡格子に対しての伝達特性を求めることで見え方を予測することが可能である。本実施の形態では、以下に説明するように、単色MTFを用いてもよいし、白色MTFを用いてもよい。

【0115】

まず、単色MTFを波面収差 $W(x, y)$ から算出する。なお、 $W(x, y)$ は、入力値（測定値）であって、角膜収差に関しては、角膜形状から求めた角膜波面収差を用いることもできる。

単色MTFを求めるに際し、演算部210は、瞳関数 $f(x, y)$ を波面収差から以下のように求める。

$$f(x, y) = e^{i k W(x, y)}$$

(i :虚数、 k :波数ベクトル($2\pi/\lambda$)、 λ :波長)

このとき、スタイルス・クロフォード効果を考慮して $(e^{-arp})^2$ (a は、例えば0.05程度)をかけても良い。ここで、 r_p は瞳半径である。

【0116】

演算部210は、この瞳関数 $f(x, y)$ をフーリエ変換することにより点像の振幅分布 $U(u, v)$ を次式のように求める。

【0117】

【数14】

$$\text{振幅} \quad U(u, v) = \int \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp \left[-\frac{i}{R} \frac{2\pi}{\lambda} (ux + vy) \right] dx dy$$

【0118】

(λ :波長

R :瞳から像点(網膜)までの距離

(u, v):像点 O を原点とし、光軸に直行する面内での座標値

(x, y):瞳面内の座標値)

演算部210は、 $U(u, v)$ とその複素共役を掛けて、次式により点像強度分

布 (PSF) である $I(u, v)$ を求める。

$$I(u, v) = U(u, v) U^*(u, v)$$

つぎに、演算部 210 は、次式のように、PSF をフーリエ変換 (又は自己相関) して規格化することにより OTF を求める。

【0119】

【数15】

$$R(r, s) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} I(u, v) e^{-i2\pi(ru+sv)} du dv$$

(r, s : 空間周波数領域の変数)

$$OTF = \frac{R(r, s)}{R(0, 0)}$$

【0120】

また、OTF の大きさが MTF であるため、

$$MTF(r, s) = |OTF(u, v)|$$

が成り立つ。

【0121】

つぎに、上述のように求められた単色 MTF に基づいて、白色光 MTF を算出する。白色光 MTF を求めるには、まず、各波長での MTF に重み付けをし、足し合わせる。ここで、上述の MTF は、波長ごとに値が異なるため、波長 λ での MTF を MTF_{λ} と表すと、

【0122】

【数16】

$$MTF(r, s) = \frac{\int \omega_{\lambda} MTF_{\lambda}(r, s) d\lambda}{\int \omega_{\lambda} d\lambda}$$

【0123】

ここでは、可視光に多く重み付けをし、計算を行う。

具体的には、色の3原色(RGB)である赤、緑、青が、例えば、656.27nm:1、587.56nm:2、及び486.13nm:1であるとする

$$MTF(r, s) = (1 \times MTF_{656.27} + 2 \times MTF_{587.56} + 1 \times MTF_{486.13}) / (1 + 2 + 1)$$

となる。

【0124】

また、白色光MTFは、一波長(840nm)のみで測定されるので、この測定結果に基づいて他の波長について校正を行い、白色に補正することにより求めてもよい。具体的には、各波長でのMTFは、眼の収差の場合、眼光学特性測定装置での測定波長が、例えば、840nmであるとき、模型眼により各波長840nmでの波面収差 $W_{840}(x, y)$ からのずれ量に相当する色収差 $W_{\Delta}(x, y)$ を測定し、この色収差 $W_{\Delta}(x, y)$ に $W_{840}(x, y)$ を足し合わせ、この波面収差によりMTFを算出することにより求められる。すなわち、

$$W_{\lambda}(x, y) = W_{840}(x, y) + W_{\Delta}(x, y)$$

となる。

【0125】

(コントラスト感度算出)

次に、コントラスト感度について説明する。コントラスト感度は、次式で表される。

【0126】

【数17】

$$S(r, s) = \frac{M_{opt}(r, s)/k}{\sqrt{\frac{4}{T} \left(\frac{1}{X_o^2} + \frac{1}{X_{max}^2} + \frac{u^2}{N_{max}^2} \right) \left(\frac{1}{\eta p E} + \frac{\Phi_0}{1 - e^{-\left(\sqrt{r^2 + s^2}/u_0 \right)^2}} \right)}}$$

【0127】

ここで、各パラメータは以下の通りである。 $M_{opt}(r, s)$: 眼球光学系の

MTF、 k : S/N比 : 3、 T : 神経系の加重時間 : 0.1 sec、 X_0 : 物体の視角 : 3.8 deg、 X_{max} : 空間加重の最大視角 : 12 deg、 N_{max} : 加重したときの最大周波数 : 15 cycles、 η : 眼の光受容器の量子効率 : 0.3、 p : 光源の光子換算係数 (CRT) : 1.24 (液晶でも可)、 E : 網膜照度 (Troland) : $50 (cdm^2) \times r^2 \pi (mm) = 50 r^2 \pi (td)$ (r : 瞳半径) 100以下、 Φ_0 : 神経系ノイズのスペクトル密度 : $3 \times 108 sec \cdot deg^2$ 、 u_0 : 側方抑制の空間周波数 : 7 cycles/deg。この式を用いることにより眼球光学系によるコントラスト感度ではなく、他の要素 (例えば、神経系) も加味した視覚系全体のコントラスト感度が予測できる。

【0128】

図15は、コントラスト感度の説明図である。図15に示すグラフは、縦軸に上述の式を用いて算出したコントラスト感度、横軸に空間周波数を表し、原点を通るある断面での1次元グラフ (例えば、 $s=0$ とした時のグラフ) である。空間周波数に対応する視覚系全体のコントラスト感度を求めることで、例えば、縞視標の見え具合を予測することができる。

【0129】

また、眼科医等は、例えば、表示部に表示されたコントラスト感度と自覚測定による感度とを比較することができる。例えば、一般的な自覚測定で求められた縦の縞視標による3 cpd、6 cpd、9 cpd、12 cpdの x 方向の感度と、 $s=0$ としたときの各空間周波数に対応するコントラスト感度とを比較することができる。なお、コントラスト感度は、極座標表示で回転対称である場合には角度に依存しないため、グラフの横軸を極座標表示の振幅成分として表示することもできる。

【0130】

なお、上述した第1、第2、第3、第4のフローチャート及びコントラスト感度の算出を組み合わせて使用し、球面度数、乱視度数、乱視軸の矯正値を求め、その矯正時における視力及び／又は感度を測定するようにしてもよい。乱視を考慮に入れる場合、第1のフローチャートにより算出された球面度数は、等価球面

度数 S_E となるため、球面度数 $S = S_E - (1/2)C$ とする。

【0131】

5. 表示例

図16は、最良画像表示—テンプレートマッチングについて、数値データとして、補正矯正データの球面度数 S 、乱視度数 C 、乱視軸角度 A_x と、その矯正データにおける矯正視力と、瞳径と、補正矯正前の測定値の球面度数 S 、乱視度数 C 、乱視軸角度 A_x 、矯正視力とを表示している。この例では、高次収差成分が所定値以上あるため、補正矯正データと測定値との数値に差が生じている。これらの図では、波面収差、PSF、OTF、OTF（二次元表示）、 S 、 C 、 A_x 、ランドルト環、指標の見え具合等が表示部230に表示されている。さらに、例えば図15に示すコントラスト感度を表示部230に表示してもよい。また、これらの中から適宜選択して表示するようにしてもよい。

【0132】

図17は、補正前と補正後の比較についての表示例を示す図である。この図では、補正前後の矯正視力、波面収差、ランドルト環の見え方と、瞳径が表示される。図示のように、補正矯正後は波面収差を比較的均一に近づけ、ランドルト環も比較的良く見えることが示される。また、補正矯正後の被検者の環境における矯正視力が示される。

【0133】

図18に、眼鏡、コンタクト用の処方データ例の説明図を示す。図19に、屈折矯正手術用データ例の説明図を示す。

【0134】

これら各データは、演算部210よりメモリ240に記憶され、及び／又は、表示部230に表示される。この例は、SCAのみを補正矯正データとする屈折矯正手術を行う場合のデータでは、補正矯正データ中 S の値を強くして、 C の値を弱く A の軸方向を若干変化させる矯正することにより、矯正視力が良くなることが示される。また、図19には、補正矯正後、図示の瞳孔径における各パラメータの予想値が示されている。

【0135】

図 2 0 に、環境条件が変化した時の眼鏡、コンタクト用処方データ例の説明図を示す。例えば、各環境条件に応じた照明状態で被測定眼 6 0 の瞳径を測定し、各瞳径における矯正データ及び矯正視力を表示している。瞳径により、補正矯正データが若干異なることが示される。すなわち、被検者の環境により最適な処方値が異なることが示される。また、例えば、医師等が被検者の環境を考慮し、処方値を選択することも可能である。なお、表示する環境条件は、適宜変更することができる。

【0 1 3 6】

図 2 0 に示す例では、各環境条件に応じた矯正データを求め、その環境条件における視力を表示しているが、他の環境条件下での視力を推測・表示することもできる。例えば、白昼時の補正矯正データにより矯正した場合において、白昼時、蛍光灯下、昼間室内での視力をそれぞれ推測し表示することもできる。

【0 1 3 7】

図 2 1 に、環境条件が変化した時の瞳孔データ例の説明図を示す。例えば、各環境条件に応じた照明状態で被測定眼 6 0 の瞳径を測定し、各瞳径における瞳中心のリンバス中心からのずれ量（x 方向、y 方向）及び矯正視力を示している。環境条件の変化により、瞳中心がずれることが示され、解析時の中心（原点）がずれることが示される。

【0 1 3 8】

図 2 2 に、眼鏡、コンタクト用処方データの一定瞳径による測定との比較図を示す。例えば、従来の測定と同様に、瞳径が 4 mm、6 mm とした場合と、瞳径を測定した場合（例えば、5 0 1 x で照明）の矯正データ及び矯正視力が表示されている。瞳径を固定した場合と、測定した場合は、矯正データ及び矯正視力が若干異なる、なお、図 2 1 には、一例として 5 0 1 x で照明した時の瞳径を用いたデータを示しているが、照明条件を適宜変えることにより、被検者の適宜の環境での視力を推測することが可能である。

【0 1 3 9】

なお、上述の図では、視力を少数視力で表しているが、log MAR 視力で表示してもよい。また、表示する条件は、適宜変更することができる。

【0140】

6. 付記

本発明の眼科データ測定装置・システムは、その各手順をコンピュータに実行させるための眼科データ測定プログラム、眼科データ測定プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体、眼科データ測定プログラムを含みコンピュータの内部メモリにロード可能なプログラム製品、そのプログラムを含むサーバ等のコンピュータ、等により提供されることができる。

【0141】

また、被測定眼の屈折力分布を示す測定データは、図1で示す光学系100により求めているがこれに限定されるものでなく、他のアベロメータ等により構成することができる。

【0142】

【発明の効果】

本発明によると、日常生活下における被検者の環境にあった明るさ（例えば、白昼時や屋内）での被検眼の視力を推測することができる。また、本発明によると、日常生活下での被検眼の瞳径を考慮して高コントラスト及び／又は低コントラストの視標に対する視力を推測することができる。本発明によると、瞳径を考慮したコントラスト感度を予測することができる。さらに、本発明によると、被検者の環境にあった明るさ（例えば、白昼時や屋内）のもとでの瞳径を用いて、その環境下における最適な処方値に近い矯正データを求め、求めた矯正データによる矯正により被検者の環境での視力を推測することができる。また、上記途中の過程で計算される瞳孔領域の大きさを考慮した網膜上のランドルト環などの視標のシミュレーションも単独で有効である。

【図面の簡単な説明】

【図1】

眼光学特性測定装置の光学系100の構成図。

【図2】

眼光学特性測定装置の電気系200の構成図。

【図3】

ランドルト環の説明図。

【図 4】

眼科データ測定のプロフローチャート。

【図 5】

瞳孔径の算出及び眼球光学系データの測定についてのサブフローチャート。

【図 6】

瞳孔径算出の説明図。

【図 7】

視力シミュレーションの第 1 のフローチャート。

【図 8】

網膜像シミュレーションのプロフローチャート。

【図 9】

テンプレートマッチングの説明図。

【図 10】

ランドルト環テンプレートマッチングのプロフローチャート。

【図 11】

視力シミュレーションの第 2 のフローチャート (1)。

【図 12】

視力シミュレーションの第 2 のフローチャート (2)。

【図 13】

視力シミュレーションの第 3 のフローチャート。

【図 14】

視力シミュレーションの第 4 のフローチャート。

【図 15】

コントラスト感度の説明図。

【図 16】

テンプレートマッチングによる視力推測の表示例。

【図 17】

補正前と補正後の比較についての表示例。

【図 1 8】

眼鏡、コンタクト用の処方データ例の説明図。

【図 1 9】

屈折矯正手術用データ例の説明図。

【図 2 0】

環境条件が変化した時の眼鏡、コンタクト用処方データ例の説明図

【図 2 1】

環境条件が変化した時の瞳孔データ例の説明図。

【図 2 2】

眼鏡、コンタクト用処方データの一定瞳孔径による測定との比較図。

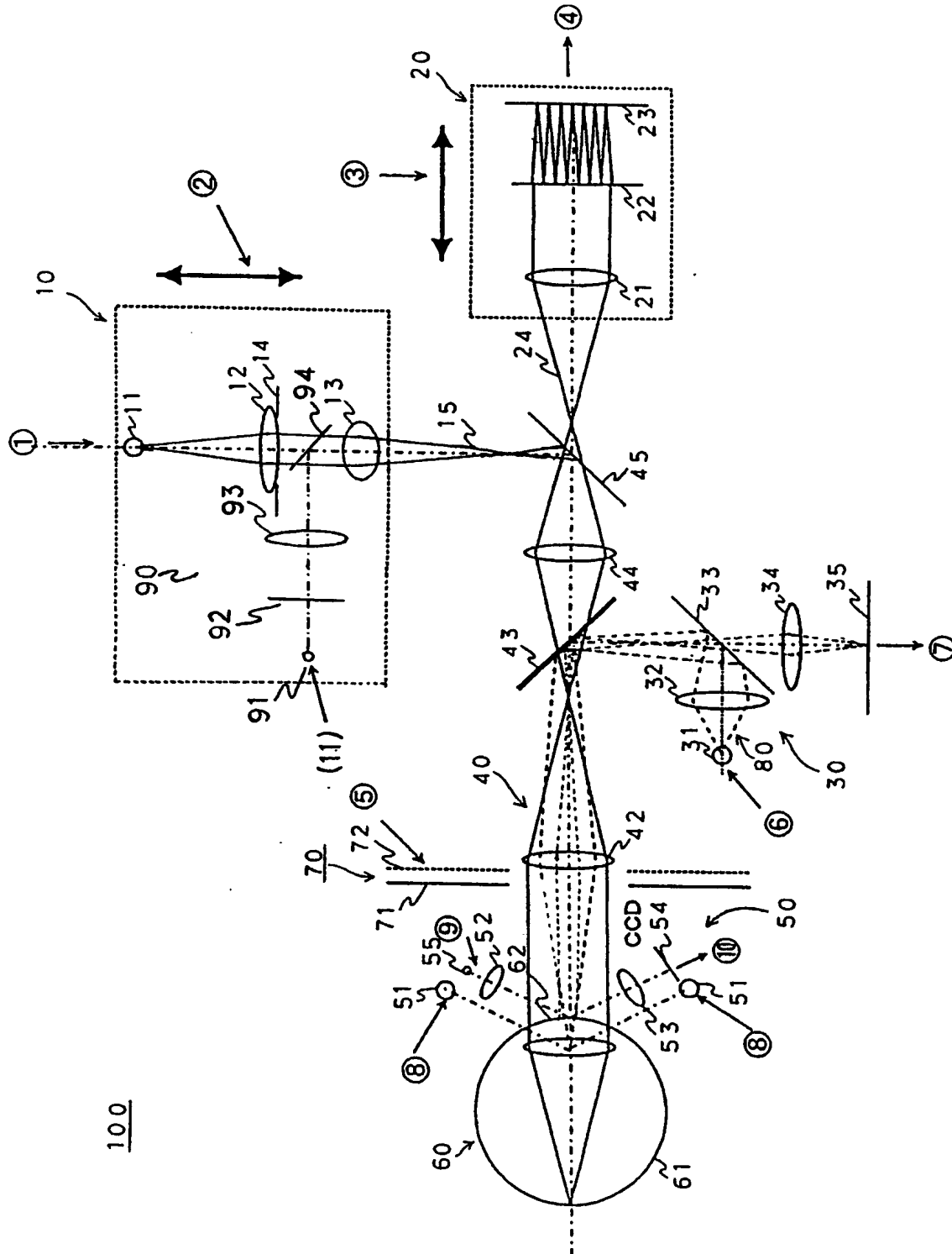
【符号の説明】

- 1 0 第 1 照明光学系
- 1 1 第 1 光源部
- 1 2、3 2、3 4、4 4、5 2、5 3 集光レンズ
- 2 0 第 1 受光光学系
- 2 1 コリメートレンズ
- 2 2 ハルトマン板
- 2 3、3 5、5 4 第 1 ～ 3 受光部
- 3 0 第 2 受光光学系
- 3 3、4 3、4 5 ビームスプリッター
- 4 0 共通光学系
- 4 2 アフォーカルレンズ
- 5 0 調整用光学系
- 6 0 被測定眼
- 7 0 第 2 照明光学系
- 7 1 プラチドリング
- 7 2 第 2 光源
- 8 0 第 2 送光光学系
- 9 0 第 3 照明光学系

- 9 1 第 5 光源部
- 9 2 固視標
- 1 0 0 眼科データ測定装置の光学系
- 2 0 0 眼科データ測定装置の電気系
- 2 1 0 演算部
- 2 2 0 制御部
- 2 3 0 表示部
- 2 4 0 メモリ
- 2 5 0 第 1 駆動部
- 2 6 0 第 2 駆動部
- 2 8 0 第 3 駆動部
- 2 7 0 入力部

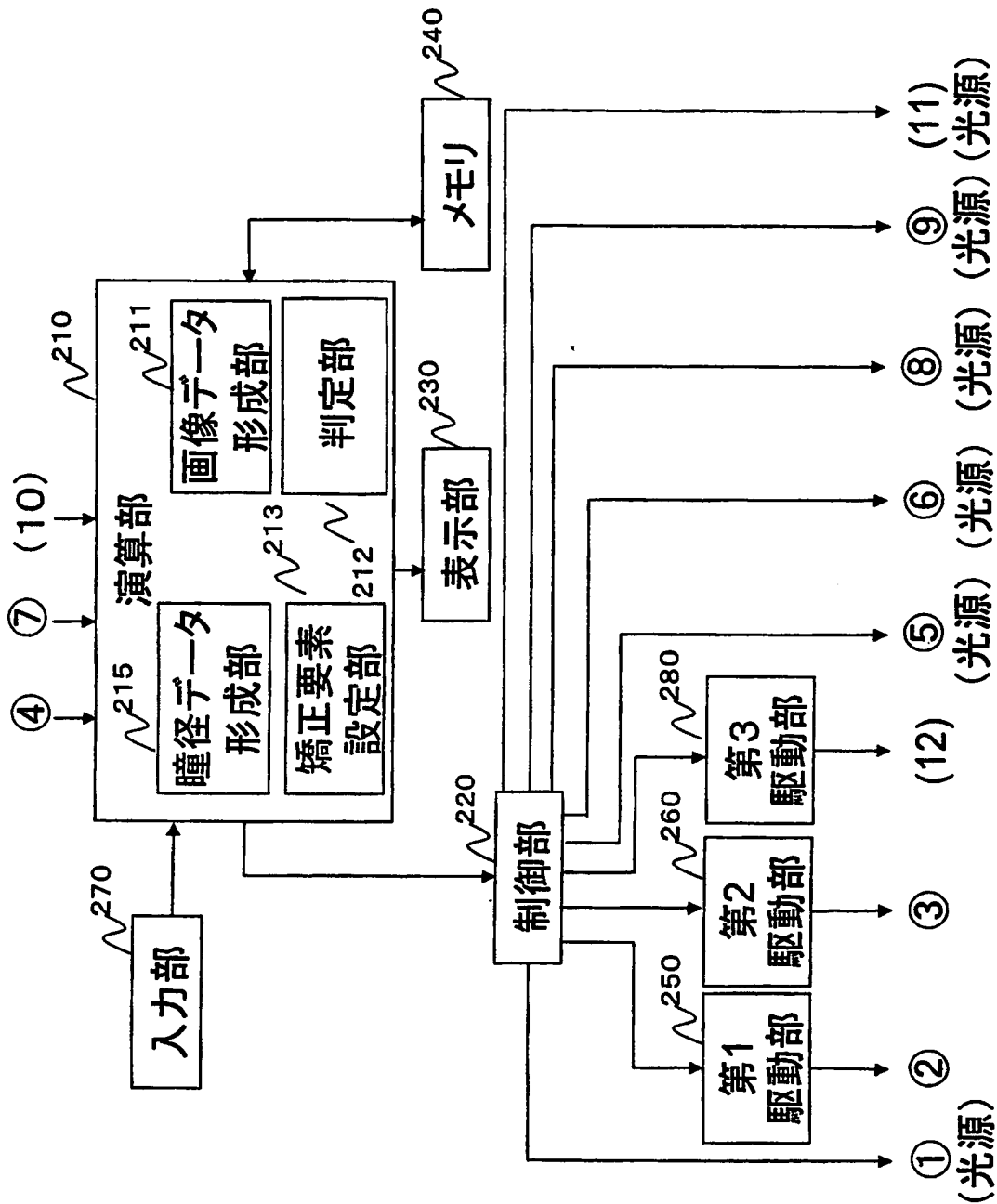
【書類名】 図面

【図 1】

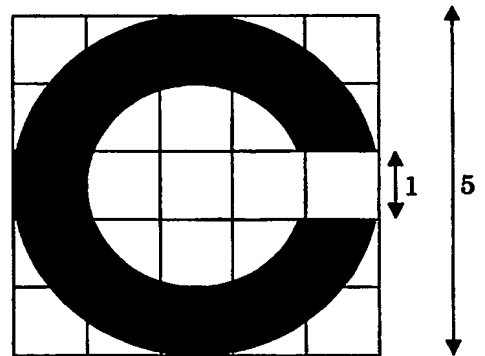


100

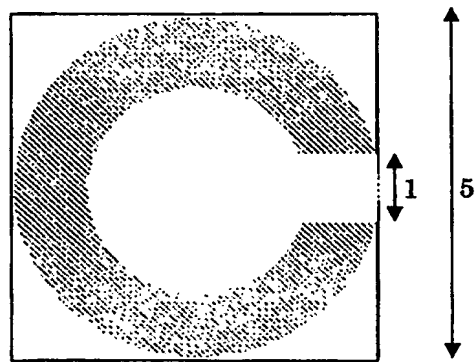
【図 2】



【図 3】

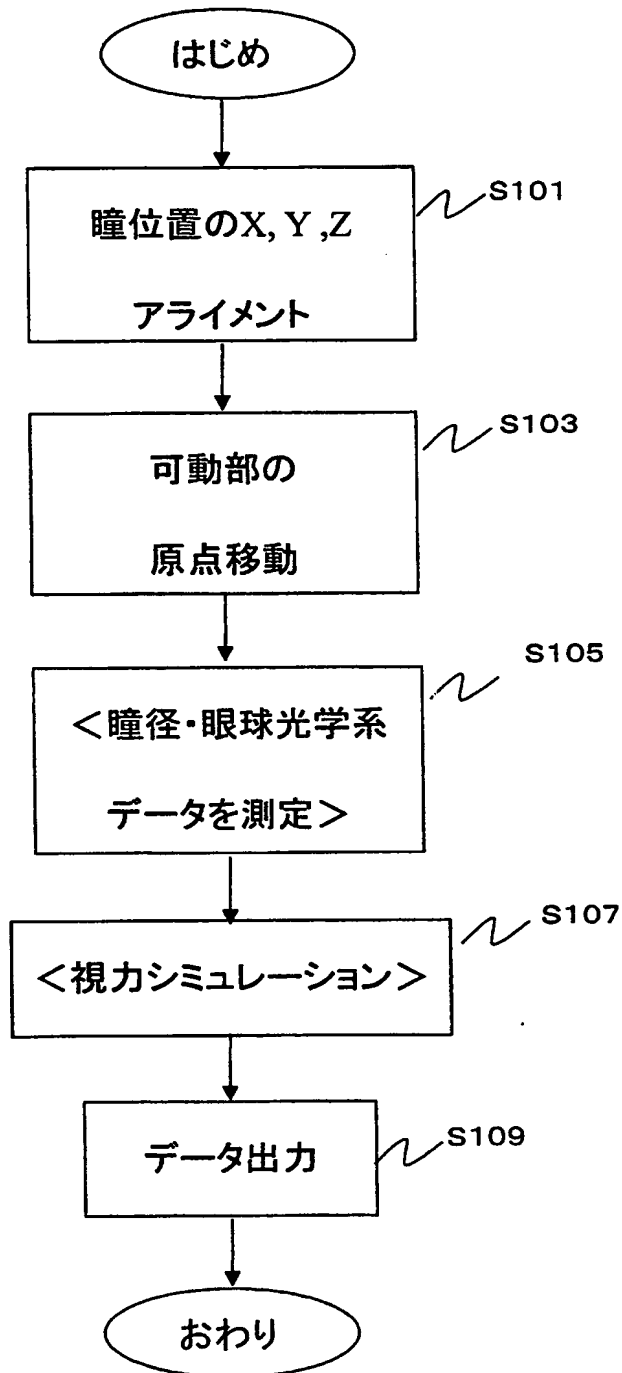


高コントラスト

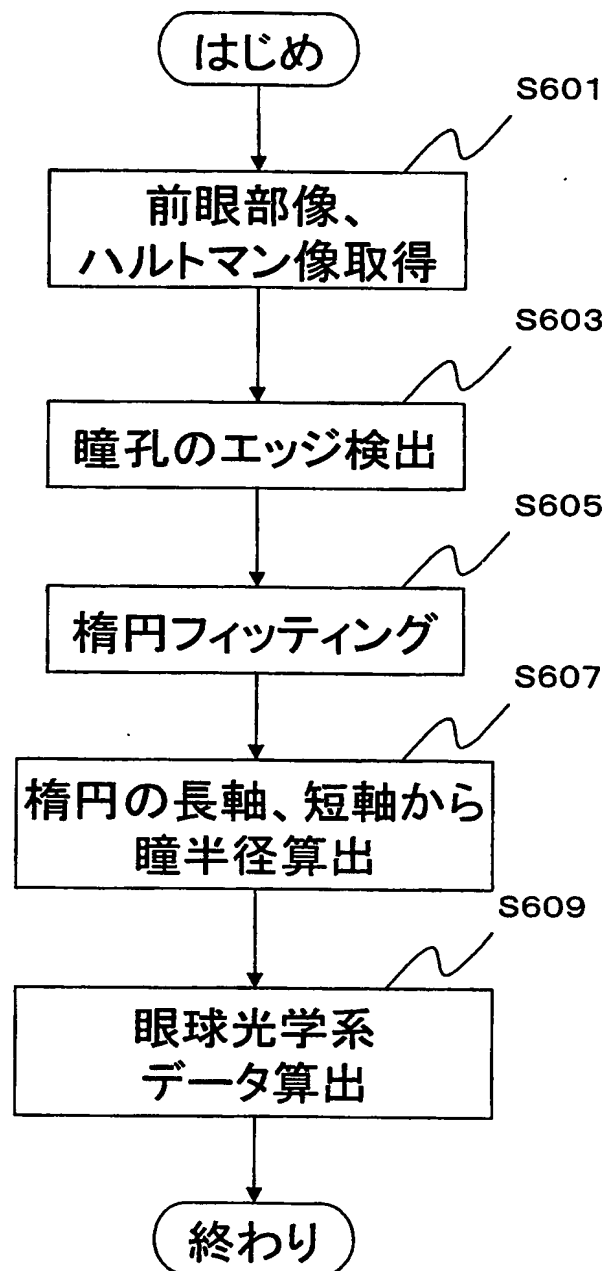


低コントラスト

【図 4】

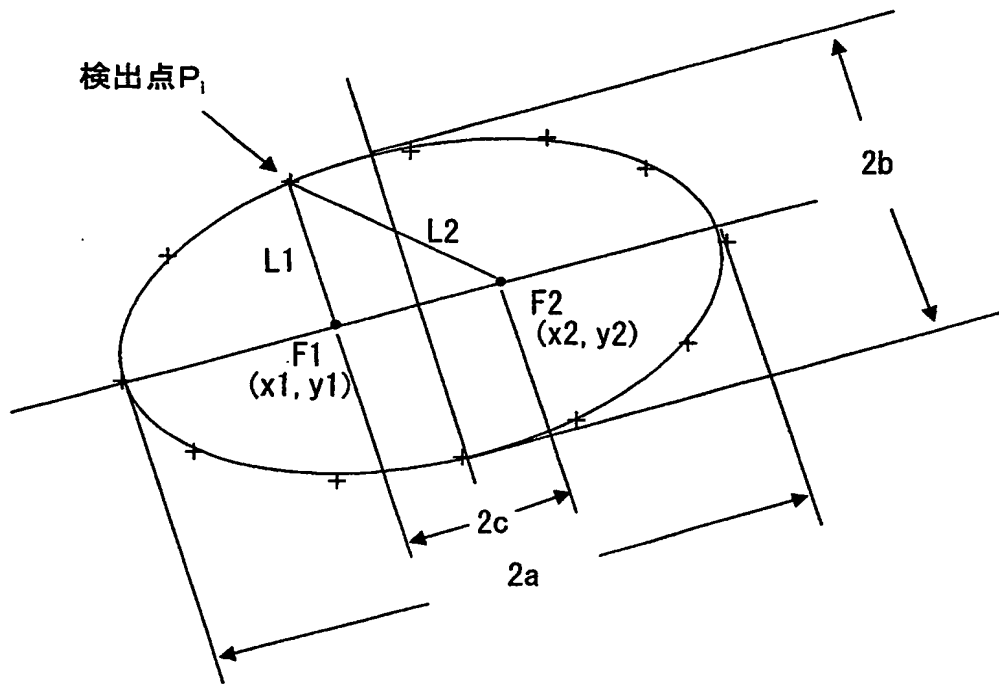


【図 5】

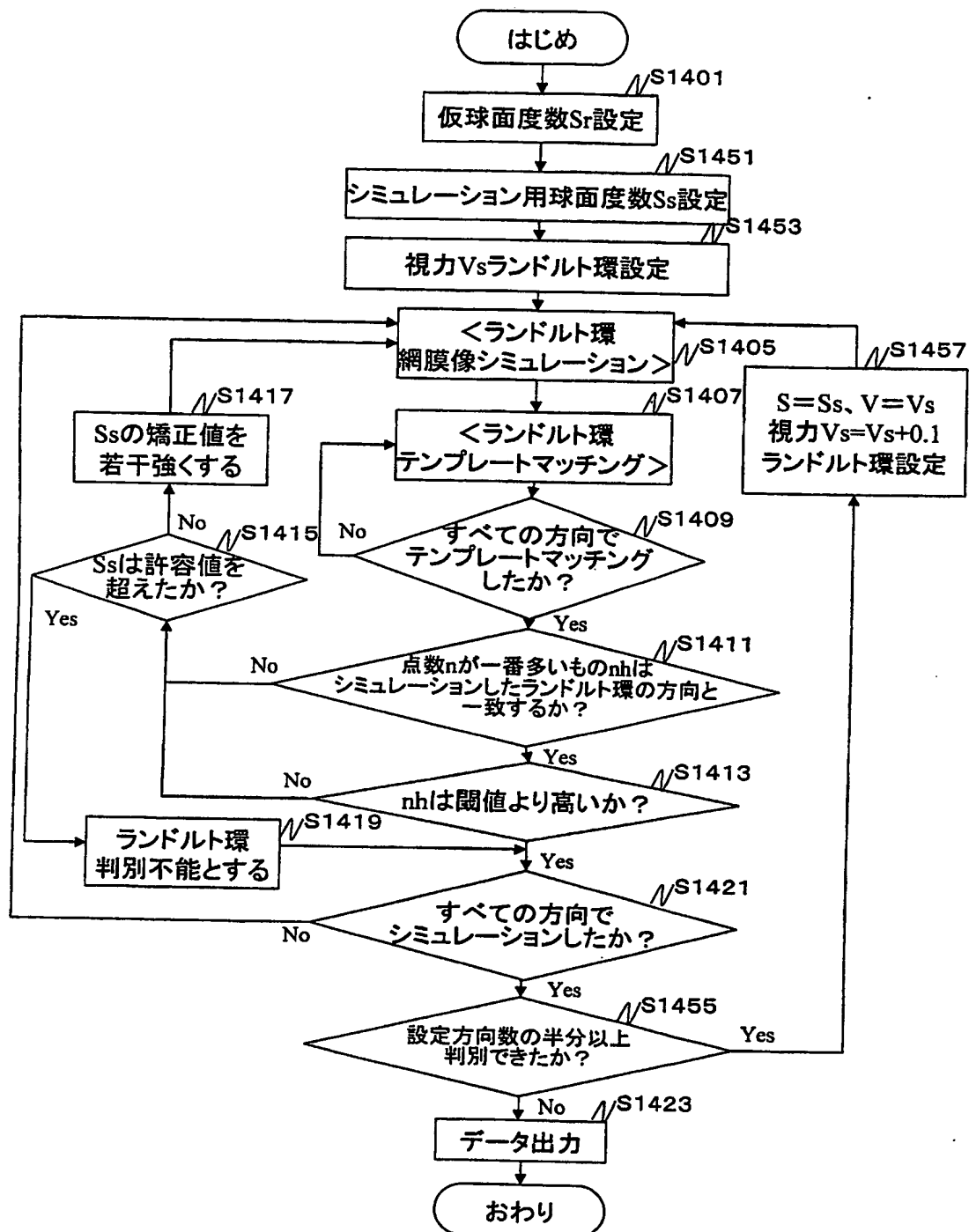


<瞳孔・眼球光学系データ測定>

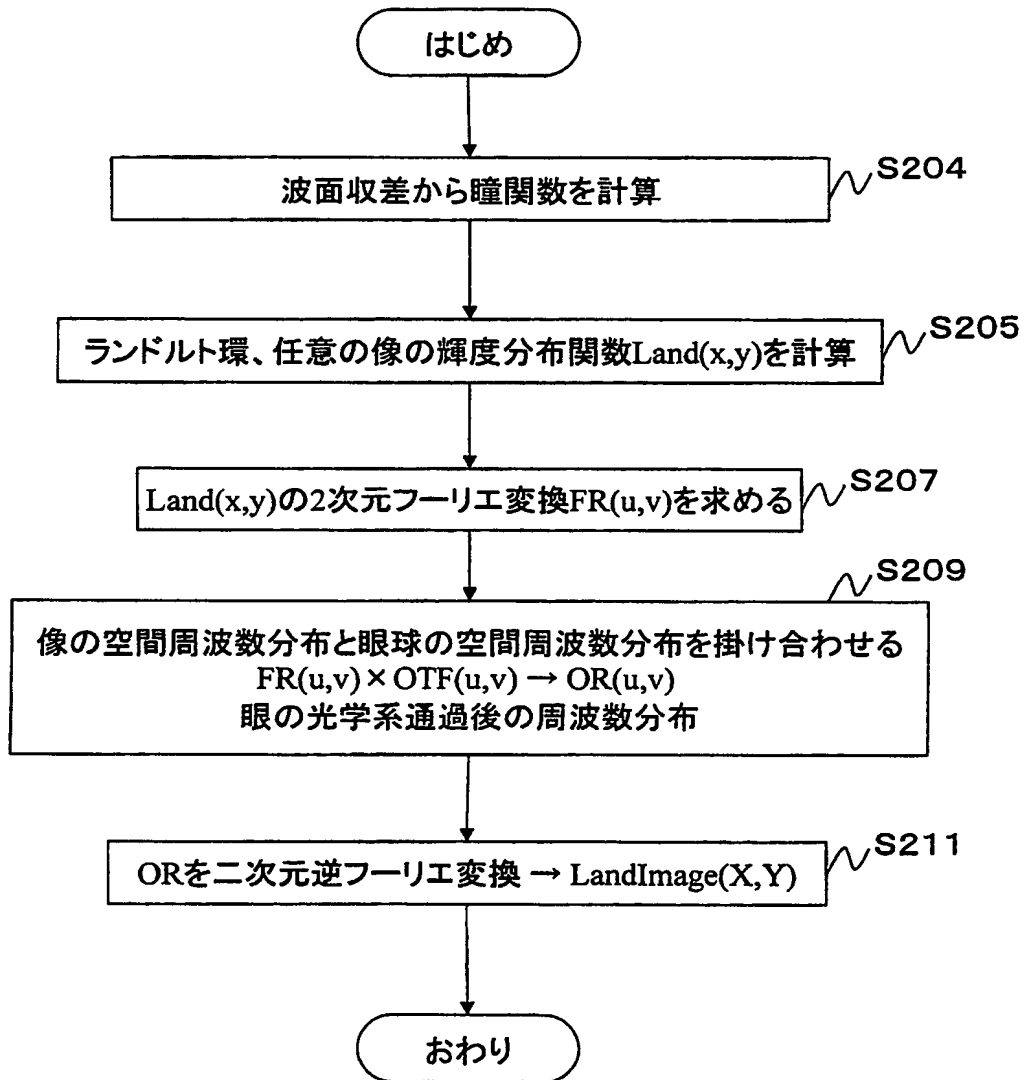
【図 6】



【図 7】

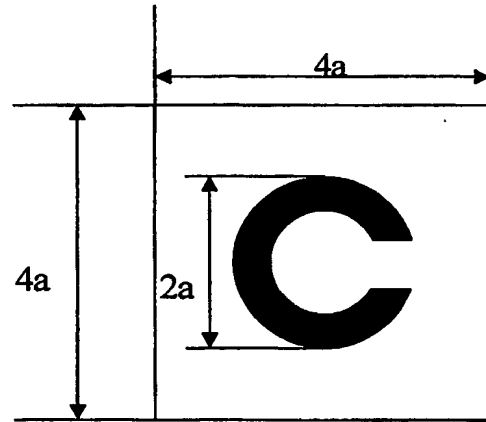


【図 8】

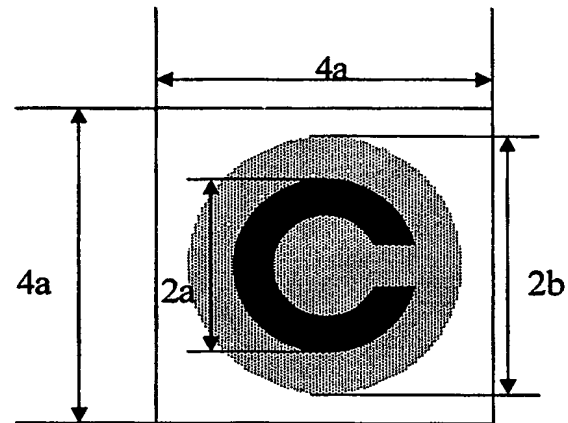


<ランドルト環網膜像シミュレーション>

【図 9】

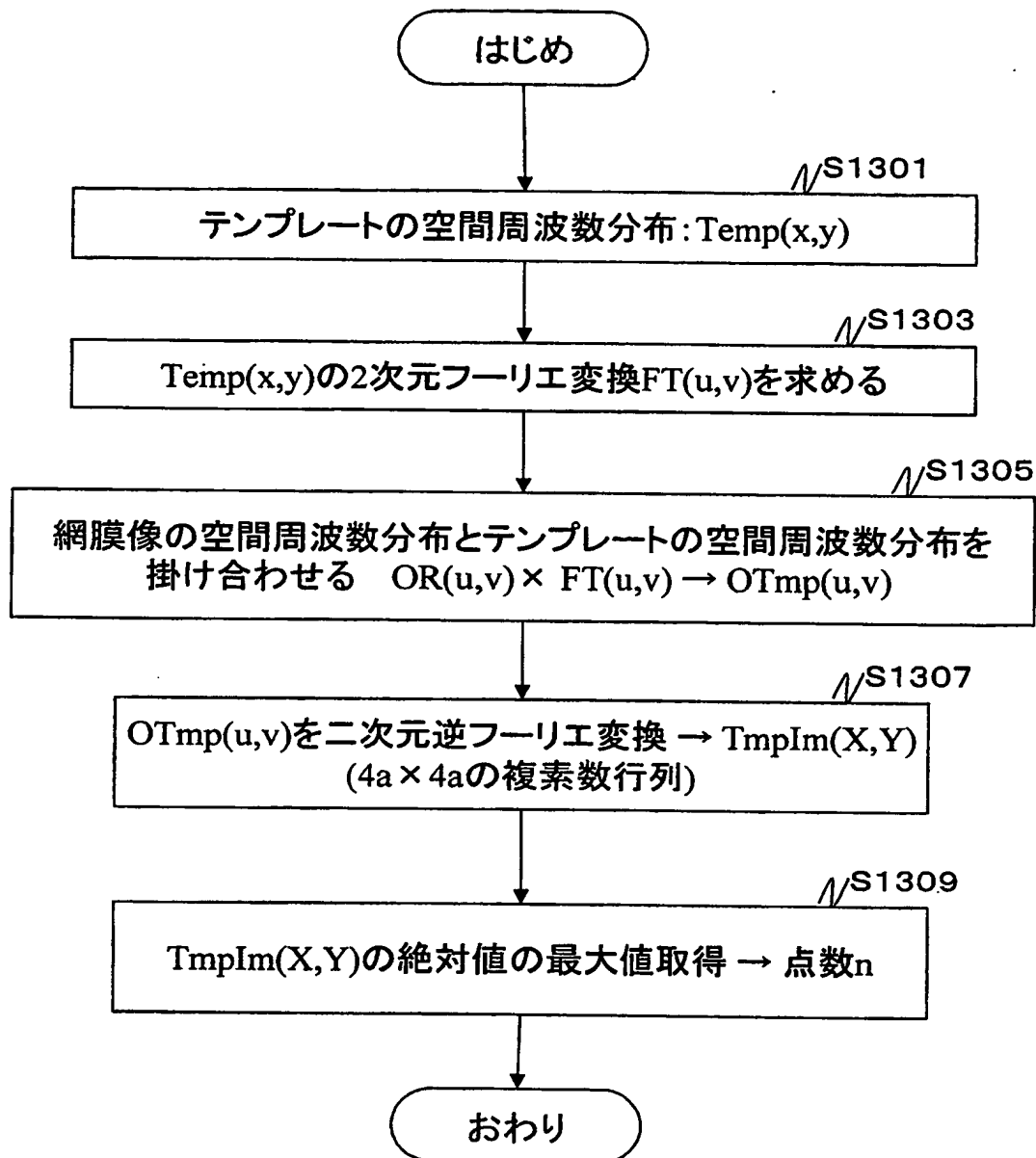


ランドルト環原画像



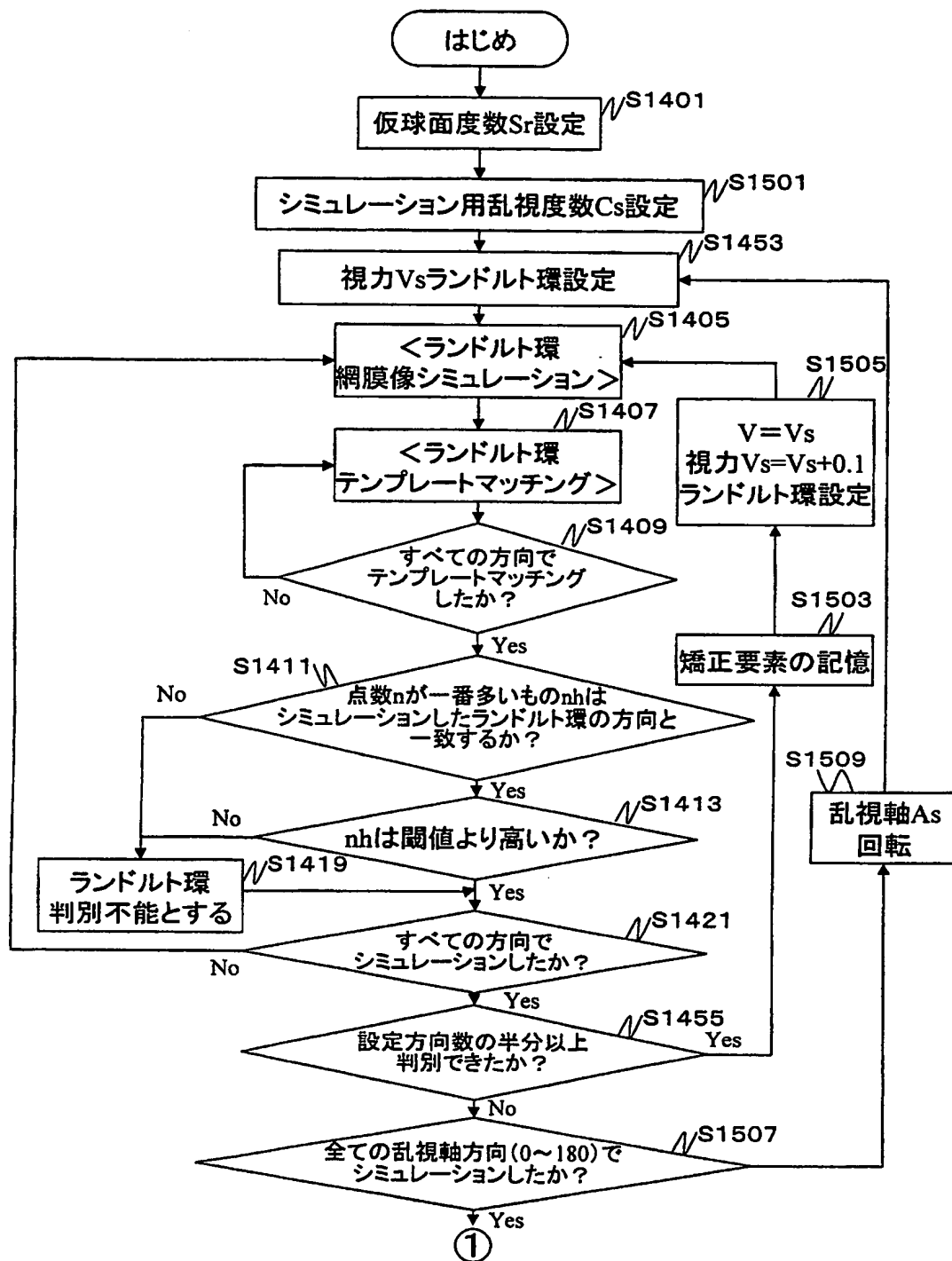
テンプレート画像

【図 10】

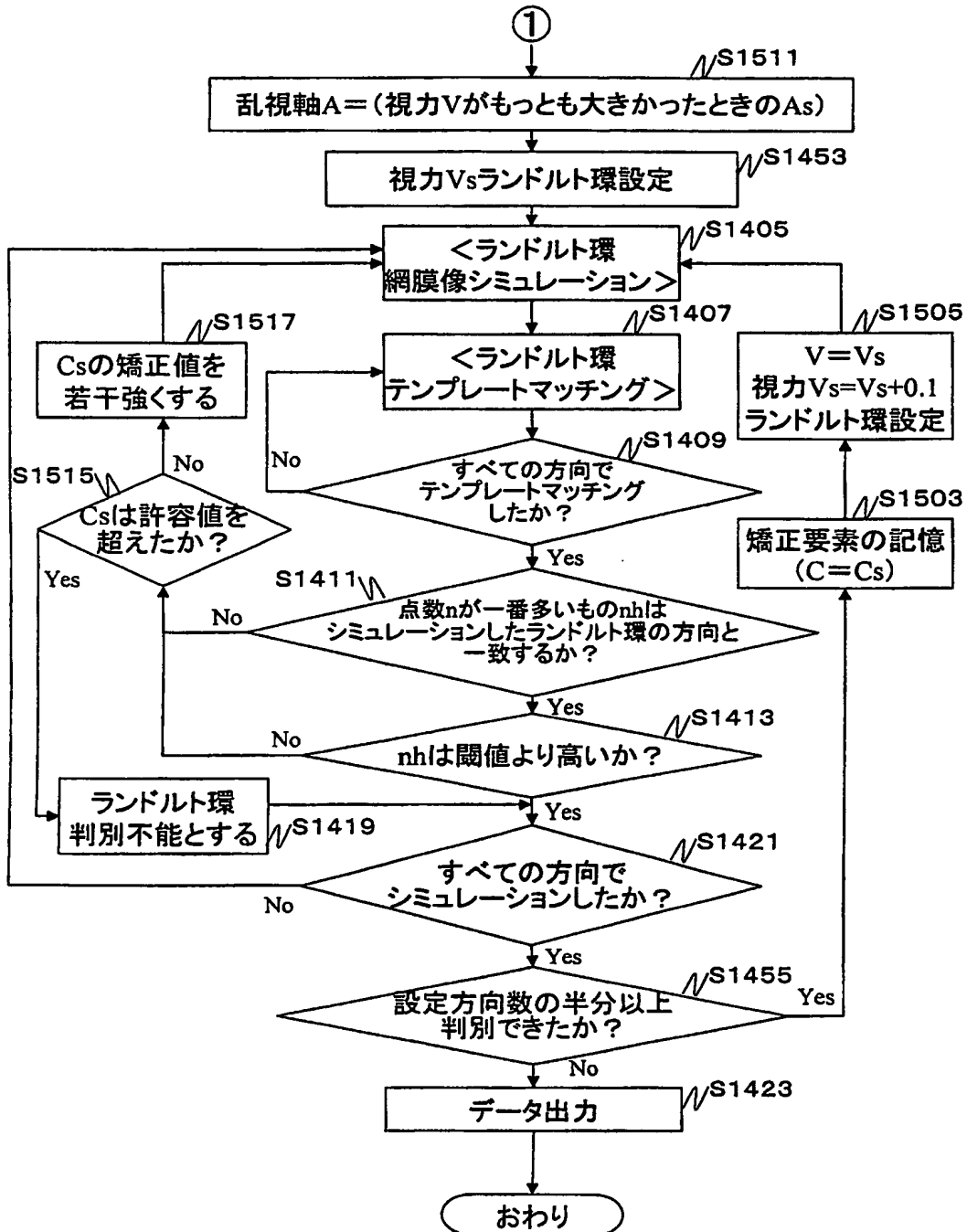


<ランドルト環テンプレートマッチング>

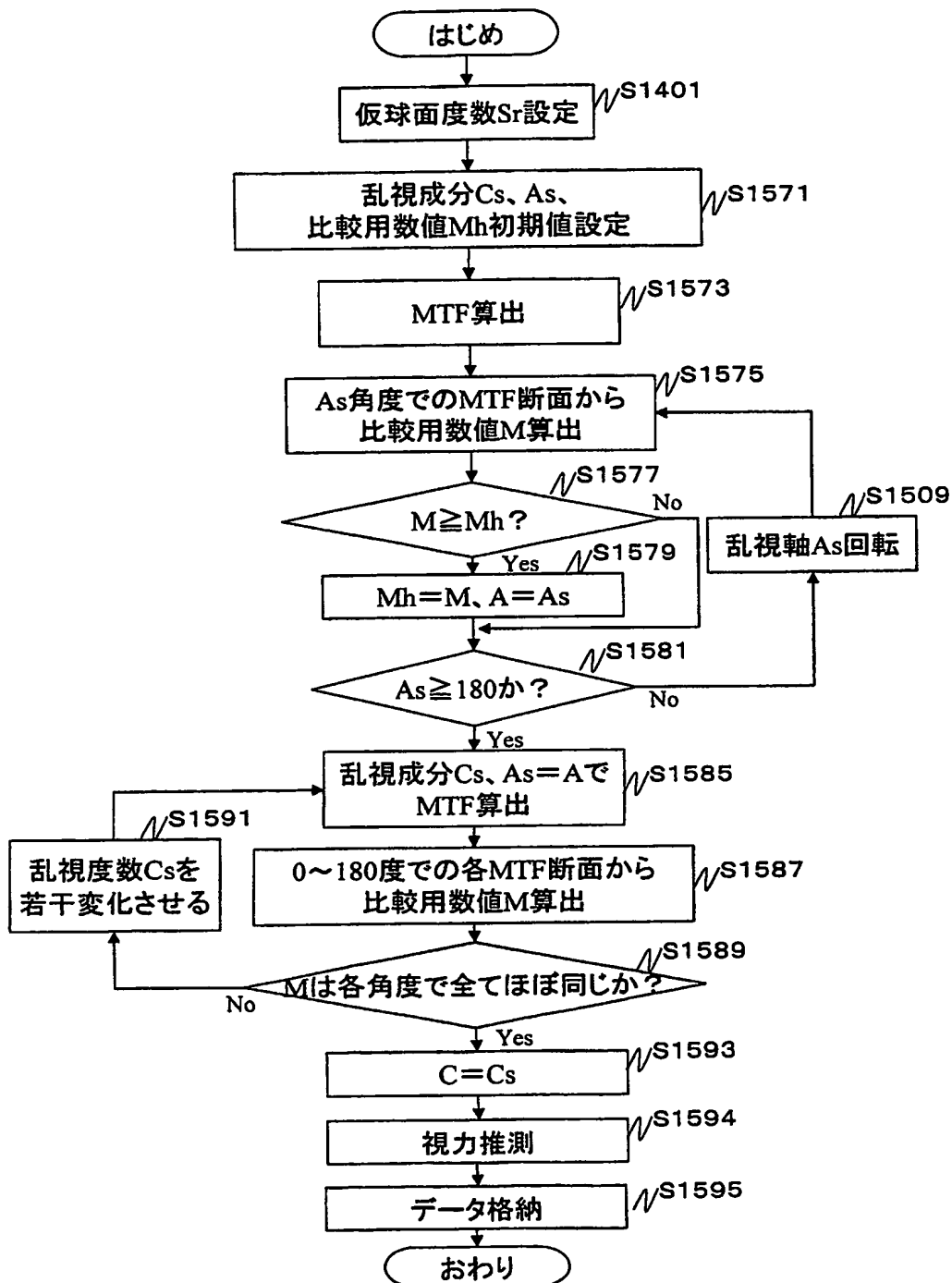
【図 11】



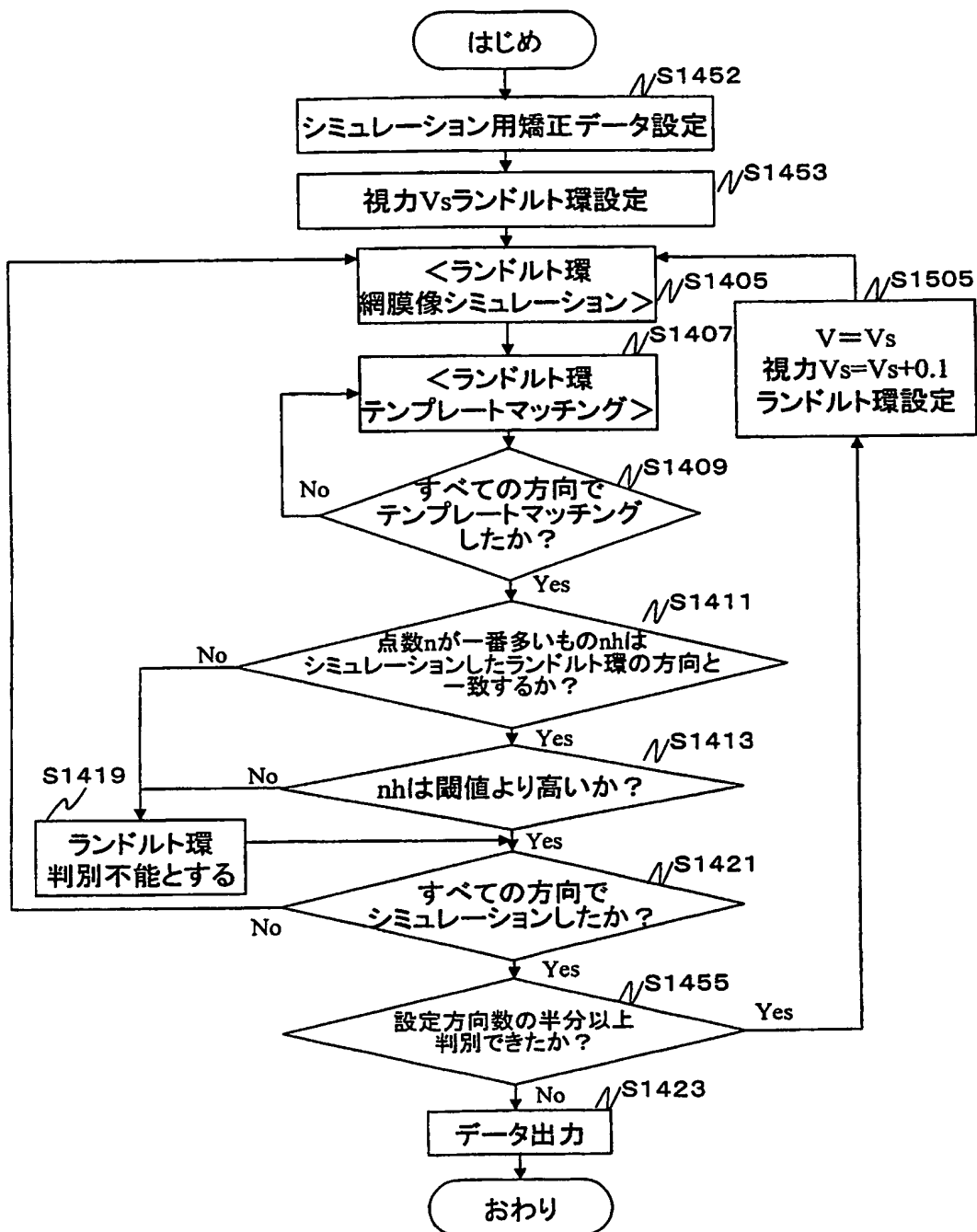
【図 12】



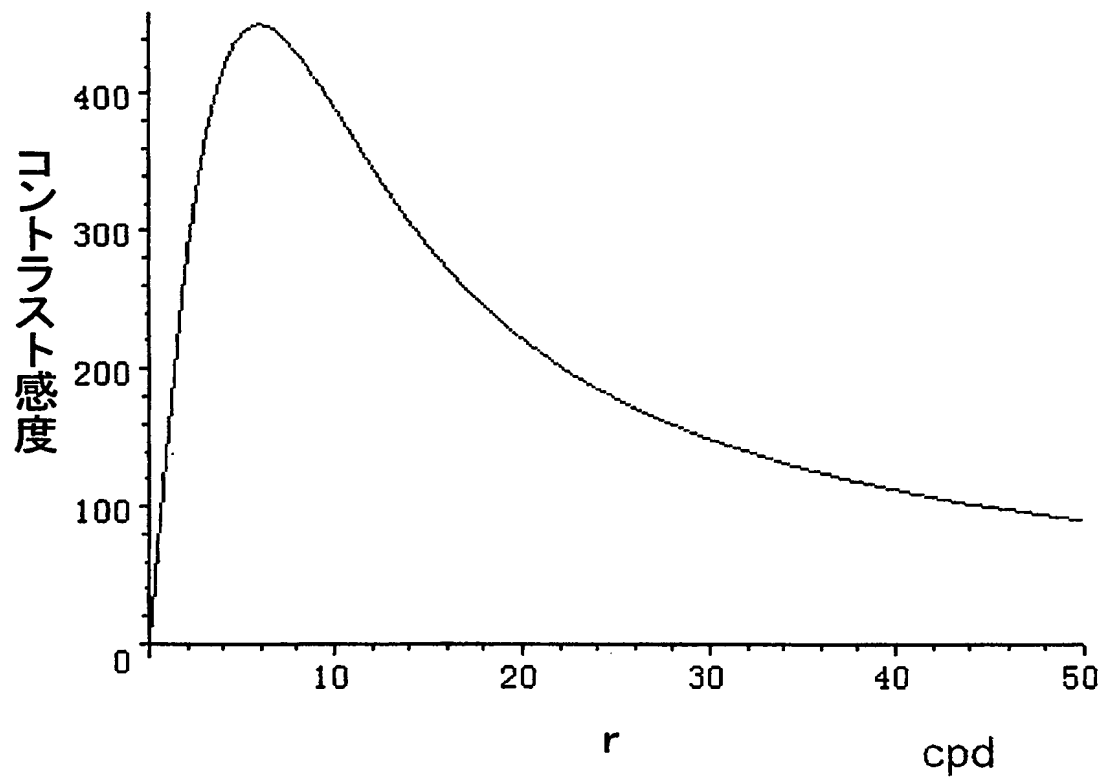
【図 13】



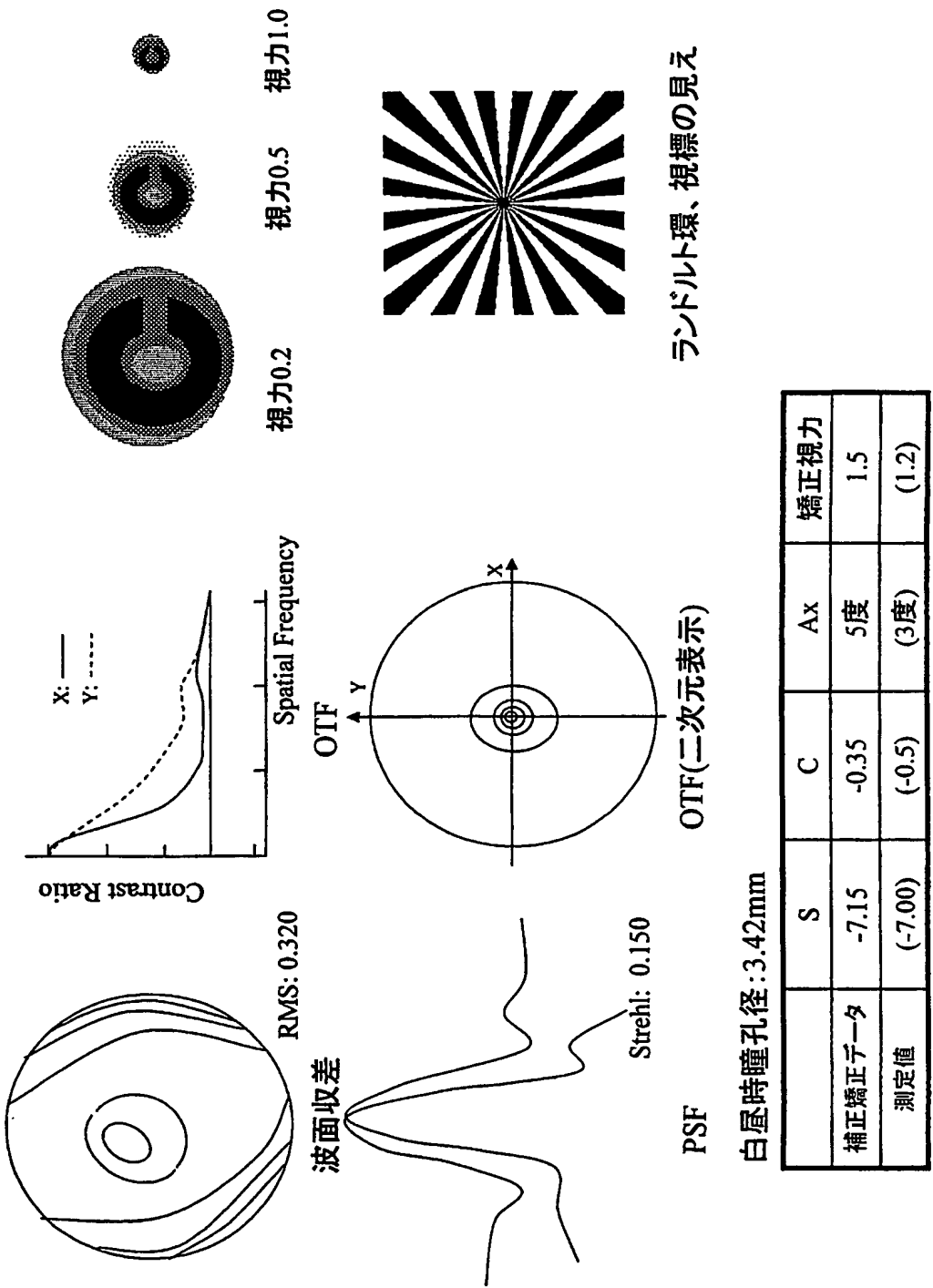
【図 14】



【図 15】



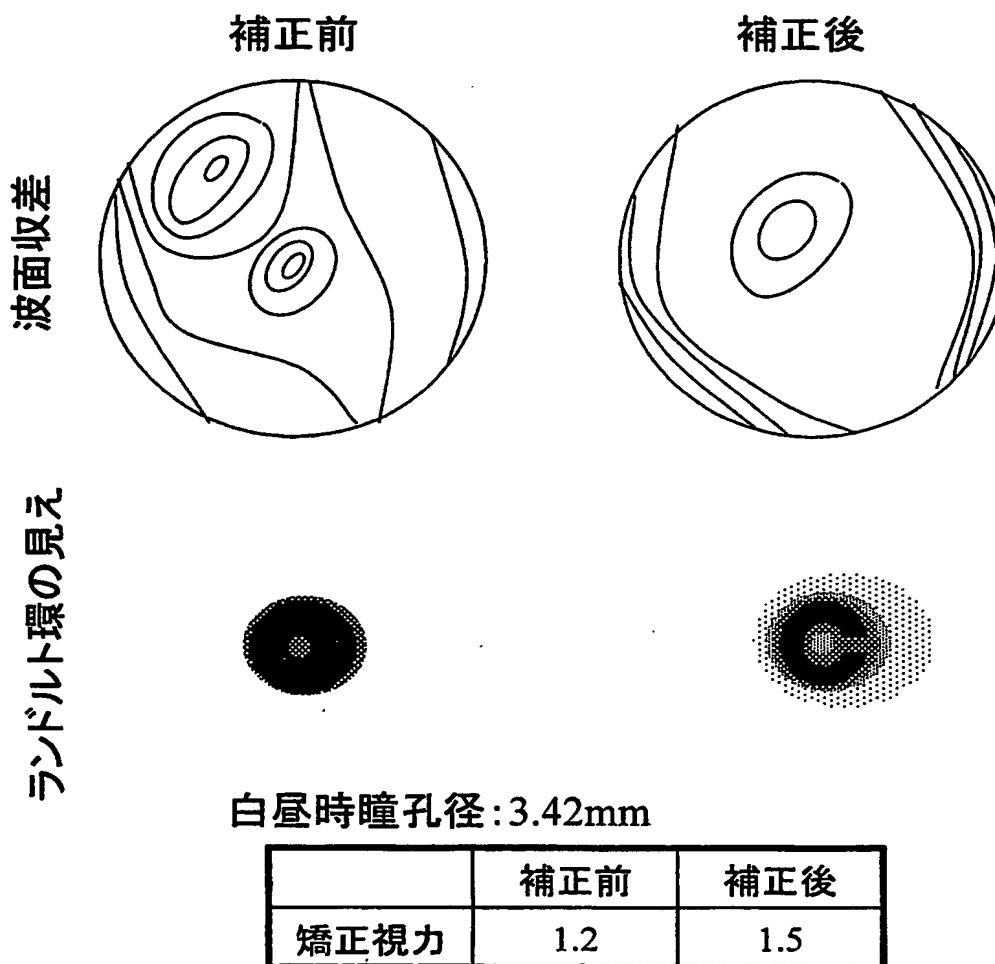
【図 16】



ランドルト環、視標の見え

最良画像表示-テンプレートマッチング

【図 17】



低次矯正と高次を加味した矯正 の比較

【図 18】

眼鏡、コンタクト用処方データ

白昼時瞳孔径: 3.42mm

	矯正データ	補正矯正データ
S	-7.00	-7.15
C	-0.5	-0.35
A	3	5
矯正視力	1.2	1.5

眼鏡、コンタクト用の処方データ例

【図 19】

屈折手術用処方データ

白昼時瞳孔径: 3.42mm

	測定値	補正矯正データ	補正矯正後予測値
S	-7.00	-7.15	-0.15
C	0.5	0.35	0.15
A	3	5	4
高次球面収差	0.125		0.280
高次非点収差	0.105		0.125
高次コマ収差	0.085		0.090
矯正視力	1.2	2.0 (理想値)	1.5

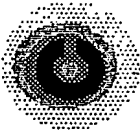
屈折矯正手術用データ例

【図 20】

眼鏡、コンタクト用処方データ(環境条件が変化したときの比較)

環境条件: 瞳孔径	白昼時: 3.42mm		蛍光灯下: 6.54mm		屋内室内: 4.35mm	
	矯正データ	補正矯正データ	矯正データ	補正矯正データ	矯正データ	補正矯正データ
S	-7.00	-7.15	-7.33	-7.43	-7.18	-7.31
C	-0.5	-0.35	-0.40	-0.45	-0.45	-0.38
A	3	5	4	4	3	4
矯正視力	1.2	1.5	1.0	1.2	1.2	1.2

ランドルト環の見え
(0.5)



眼鏡、コンタクト用の処方データ例

【図 21】

瞳データ(環境条件が変化したときの比較)

環境条件: 瞳孔径		白屋時: 3.42mm	蛍光灯下: 6.54mm	昼間室内: 4.35mm
リンバス中心 からのずれ量 (mm)	x	0.542	0.723	0.601
	y	0.109	0.120	0.110
矯正視力		1.5	1.2	1.2

瞳孔のデータ例

【図 22】

眼鏡、コンタクト用処方データ(一定瞳孔径との比較)

環境条件: 瞳孔径	4mm		6mm		測定時(50lx): 6.45mm	
	矯正データ	補正矯正データ	矯正データ	補正矯正データ	矯正データ	補正矯正データ
S	-7.03	-7.18	-7.30	-7.45	-7.33	-7.43
C	-0.52	-0.41	-0.40	-0.43	-0.40	-0.45
A	3	5	4	5	4	4
矯正視力	1.2	1.5	1.0	1.2	0.9	1.0

ランドルト環の見え
(0.5)



眼鏡、コンタクト用の処方データ例

【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 被検者の日常生活下での瞳径に応じた視力及び感度を推測する。

【解決手段】 演算部は、被検眼の屈折力分布を示す測定データ及び被検眼の瞳径データを受け取り、その測定データおよび瞳径データに基づき低次及び高次収差を求める（S101～105）。例えば、前眼部像から瞳エッジを検出して瞳径を求め、この瞳径を用いて低次及び高次収差を求める。演算部は、求めた低次及び高次収差に基づき、高コントラスト又は低コントラストの視標を用いて網膜像シミュレーションを行い、その結果とテンプレートの比較により視力を推測する（S107）。又は、演算部は、求めた低次及び高次収差に基づきコントラスト感度を求める。演算部は、視力、感度、シミュレーション結果等の適宜のデータをメモリ又は表示部に出力する（S109）。

【選択図】 図4

特願 2 0 0 3 - 1 3 4 8 2 9

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 2 2 0 3 4 3]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 8 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号

氏 名

株式会社トプコン